

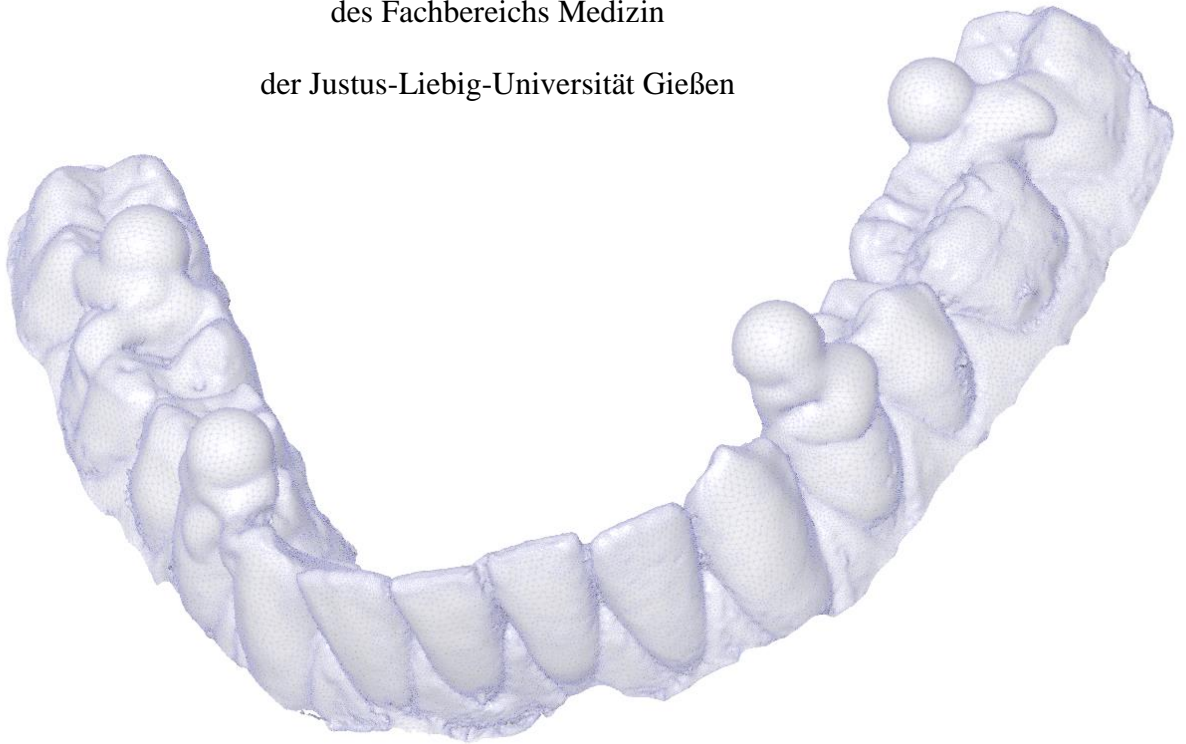
Klinische Studie zur Messung der Dimensionsstabilität von digitalen Ganzkieferabformungen und die Entwicklung einer neuen Messmethode

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen



vorgelegt von Fabian Kuhr

aus Marburg

Gießen 2016

Klinische Studie zur Messung der Dimensionsstabilität von digitalen Ganzkiefer- abformungen und die Entwicklung einer neuen Messmethode

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von **Fabian Kuhr**

aus Marburg

Gießen 2016

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Direktor: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: PD Dr. Dr. Heidrun Schaaf

Tag der Disputation: 17.03.2017

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	ZIEL DER ARBEIT	2
3	LITERATURÜBERSICHT	3
3.1	Die herkömmliche Fertigung von Zahnersatz	3
3.2	Die konventionelle Abformung und Modellherstellung.....	4
3.2.1	Abformmaterialien	5
3.2.2	Polyether	7
3.2.3	Abformtechnik	9
3.2.4	Modellherstellung	10
3.3	CAD/CAM-Technologie bei der Fertigung von Zahnersatz	11
3.3.1	CAD/CAM-Prozesskette.....	14
3.4	Die digitale Abformung	16
3.4.1	CEREC Omnicam AC	17
3.4.2	cara Trios	20
3.4.3	True Definition.....	22
3.5	Messmethoden der Dimensionstreuung von Abformungen	24
3.6	Übersicht zur Studienlage digitaler Ganzkieferabformungen	27
4	MATERIAL UND METHODE	32
4.1	Studienaufbau	32
4.2	Rahmenbedingungen	34
4.3	Probanden	34

4.3.1	Einschlusskriterien	34
4.3.2	Ausschlusskriterien	34
4.4	Untersuchungsablauf	35
4.5	Verwendete Materialien und Hilfsmittel	39
4.5.1	Positionierungsplatte und Messkugeln	39
4.5.2	Scanner.....	40
4.5.3	Polyether-Abformmaterial	41
4.5.4	Sonstige Materialien	42
4.6	Modellherstellung	42
4.6.1	Herstellung der Gipsmodelle	42
4.6.2	Übertragen der digitalen Modelle	43
4.7	Analyse der Modelle.....	44
4.7.1	Koordinatenmessgerät.....	44
4.7.2	Vermessungsgrundlagen und Definitionen.....	45
4.7.3	Vermessung der Positionierungsplatte als Referenz.....	48
4.7.4	Vermessen der Gipsmodelle	49
4.7.5	Vermessen der digitalen Modelle	49
4.8	Validierung der Klebegenauigkeit.....	51
4.9	Statistische Analyse	52
5	ERGEBNISSE	53
5.1	Abstands- und Winkelmessungen.....	53
5.1.1	Abstand 1_2 (Distanz Kugel 1 – Kugel 2).....	53
5.1.2	Abstand 1_3 (Distanz Kugel 1 – Kugel 3).....	55
5.1.3	Abstand 1_4 (Distanz Kugel 1 – Kugel 4).....	56

5.1.4	Abstand 2_3 (Distanz Kugel 2 – Kugel 3).....	57
5.1.5	Abstand 2_4 (Distanz Kugel 2 – Kugel 4).....	58
5.1.6	Abstand 3_4 (Distanz Kugel 3 – Kugel 4).....	59
5.1.7	Abstandsumme.....	60
5.1.8	Winkel.....	61
5.2	Flächenvergleiche	62
5.2.1	Mittlere Flächenabweichungen	62
5.2.2	Maximale Flächenabweichung	63
5.2.3	Visualisierung als Farbplot im 3D-Modell	65
5.3	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	68
6	DISKUSSION	69
6.1	Diskussion der Methoden	69
6.1.1	Die Kugelmessmethode	70
6.1.2	Abformung.....	72
6.1.3	Scannen	73
6.1.4	Modellherstellung	75
6.1.5	Datenanalyse	76
6.2	Diskussion der Ergebnisse	80
6.2.1	Entstehung des Scanfehlers.....	80
6.2.2	Vergleich der Scanner untereinander	81
6.2.3	Vergleich der Scanner zur konventionellen Methode.....	83
6.2.4	Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien	85
6.2.5	Klinische Relevanz und Einordnung der Ergebnisse.....	89
6.3	Schlussfolgerung.....	92

7	ZUSAMMENFASSUNG	93
8	SUMMARY	95
9	LITERATURVERZEICHNIS	96
10	ANHANG	107
10.1	Abbildungsverzeichnis	107
10.2	Tabellenverzeichnis	109
11	ERKLÄRUNG.....	110
12	DANKSAGUNG	111
13	LEBENS LAUF	112

1 Einleitung

Die Abformung der Zähne und intraoralen Weichgewebe ist ein elementarer Schritt vieler zahnärztlicher Behandlungen und dient der Herstellung eines möglichst realitätsnahen Modells der abgeformten Strukturen. Modelle der Zähne und Kiefer sind wichtige Bestandteile bei Diagnostik und Planung, sowie der Herstellung von Zahnersatz oder kieferorthopädischer Apparaturen. Für die Anfertigung von Zahnersatz sind besonders detail- und dimensionsgetreue Modelle der Zähne erforderlich. Sie sind Voraussetzung für eine perfekte Passung der hergestellten Restaurationen auf den Zähnen. Schlecht sitzender Zahnersatz kann Karies und Parodontopathien verursachen ^[52, 55-57].

Konventionell werden Zähne mit einem plastischen Material intraoral abgeformt, wodurch ein Negativ der Zähne in der erhärteten Abformmasse entsteht. Mit Hilfe dieses Negativs können physische Modelle, z.B. durch Ausgießen mit Gips, hergestellt werden. Jeder Zwischenschritt, von der Abformung bis hin zur fertigen Restauration kann Fehler enthalten, die sich in Folge zu größeren Ungenauigkeiten summieren ^[125]. Dennoch ist die konventionelle Abformung nach wie vor der Goldstandard in der heutigen Zahnmedizin ^[24]. Als Alternative steht mittlerweile jedoch die digitale Abformung mittels intraoraler Scanner zur Verfügung. Durch optische Aufnahmemethoden können die Zähne und Weichgewebe mit einem handgeführten Scankopf abgescannt werden. So entsteht zunächst ein rein digitales Modell, welches die Herstellung von Zahnersatz im CAD/CAM-Prozess zulässt. Durch die digitalen Abformverfahren wird die Anzahl der benötigten Zwischenschritte in der Herstellungskette reduziert, außerdem empfinden viele Patienten die digitale Abformprozedur als deutlich weniger belastend ^[118, 126].

Hinsichtlich kleiner Restaurationen, z.B. Einzelzahnkronen, haben intraorale Scanner die klinische Genauigkeit konventioneller Abformmethoden bereits erreicht ^[7, 11, 105]. Scans des gesamten Kiefers zeigen in Untersuchungen am Modell jedoch kontroverse Ergebnisse für deren Genauigkeit. Klinische Studien zu Ganzkieferscans, welche die Genauigkeit der digitalen Abformungen intraoral ermitteln, liegen bisher nicht vor. Dies liegt vor allem daran, dass zur Bestimmung der dimensional Veränderungen einer Ganzkieferabformung eine genaue Referenz benötigt wird, welche sich intraoral schwer erheben lässt.

Das Ziel dieser Studie war es daher, eine Methode zu entwickeln, die es möglich macht, intraoral digitale und konventionelle Ganzkieferabformungen in Bezug auf ihre Dimensionstreue zu untersuchen sowie deren Genauigkeit im klinischen Gebrauch zu bestimmen.

2 Ziel der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Dimensionstreuung von einer konventionellen und drei digitalen Abformungen der gesamten Zahnreihe an Probanden im In-vivo Experiment zu untersuchen. Die resultierenden digitalen Modelle der intraoralen Scanner True Definition (3M, St. Paul, USA), cara Trios (Heraeus, Hanau, Deutschland) und CEREC Omnicam (Sirona, Wals, Österreich) wurden untereinander und mit den Gipsmodellen einer konventionellen Abformung (Impregum Penta Soft, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) verglichen.

Da bisher keine Untersuchungen zur Abformgenauigkeit von Ganzkieferabformungen am Menschen vorliegen, wurde eine Methode entwickelt und geprüft, die eventuelle dimensionale Veränderungen in den späteren Modellen registrieren soll. Dabei wurde bei jedem Probanden eine intraorale Referenz auf den Zähnen durch aufgeklebte Messkugeln geschaffen.

In der späteren Auswertung wurden mit Hilfe dieser Messkugeln

- a) lineare Distanzänderungen,
- b) Winkeländerungen und
- c) dreidimensionale Abweichungen in den Modellen der Abformungen ermittelt.

Die folgende Nullhypothese wurde formuliert: Es besteht in der klinischen Anwendung kein Unterschied zwischen den vier genannten Abformmethoden im Hinblick auf die obigen Parameter (a-c).

3 Literaturübersicht

3.1 Die herkömmliche Fertigung von Zahnersatz

Bei der Anfertigung von festsitzendem Zahnersatz präpariert der Zahnarzt die zu behandelnden Zähne im Patientenmund und bereitet sie für die Aufnahme der prothetischen Versorgung vor. Die Herstellung des Zahnersatzes kann aber nicht direkt im Mund erfolgen, sondern muss in einem zahntechnischen Labor stattfinden. Die Strukturen der Zähne und Weichgewebe werden dafür durch eine Abformung möglichst genau auf ein Modell übertragen. Im Labor wird auf Grundlage dieses Modells der Zahnersatz in Wachs modelliert und später in Metall oder Keramik überführt. Die fertig ausgearbeitete Restauration wird anschließend an den Zahnarzt zurückgegeben und kann am Patienten anprobiert und ggf. eingesetzt werden (Abb. 1). Jeder Prozessschritt dieser Kette beinhaltet mögliche Fehlerquellen, die sich auf das spätere Endergebnis am Patienten auswirken können. Besonders entscheidende Schritte sind die Abformung und die Modellherstellung ^[125].

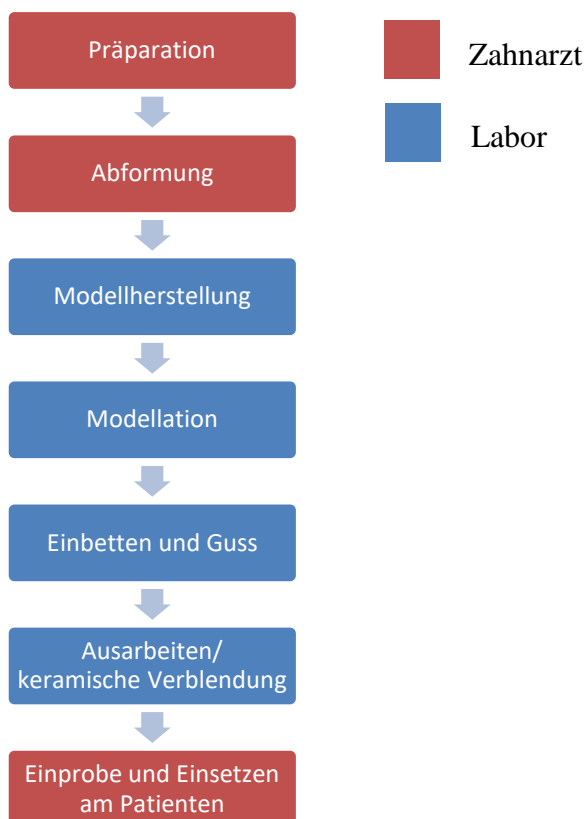


Abb. 1: Arbeitsablauf bei der Anfertigung von festsitzendem Zahnersatz

3.2 Die konventionelle Abformung und Modellherstellung

Das Grundprinzip einer jeden Abformung ist es, eine Abformmasse in plastischem Zustand über die intraoral abzuformenden anatomischen Strukturen zu drücken und die Masse nach Übergang in einen festen Zustand wieder aus dem Munde zu entfernen ^[111]. Die Abformmaterialien werden in einem Abformlöffel in den Patientenmund eingebracht und härten dort in einem chemischen oder physikalischen Prozess aus ^[68]. Das so entstehende Negativ der abgeformten Struktur in der Abformmasse kann in ein positives Modell, in der Regel durch Ausgießen mit Gips, überführt werden. Erstmals wurde die Abformung von Philipp Pfaff im Jahre 1756 beschrieben. Als Material verwendete er flüssiges Siegelwachs, welches er nach dem Erhärten mit Gips ausgoss ^[111, 121]. Bis heute hat sich das Grundprinzip der konventionellen Abformung nicht geändert. Verschiedenste Abformmaterialien und Techniken wurden entwickelt, um eine möglichst genaue und realitätsnahe Abformung zu erreichen.

Ogleich die Abformung nur ein Glied in der bereits beschriebenen Prozesskette ist, kommt ihr doch ein sehr hoher Stellenwert zu ^[89]. Beinhaltet die Abformung Fehler setzen sich diese in den nachfolgenden Prozessschritten fort und führen unweigerlich zu Passungenauigkeiten der späteren Restauration. Abformfehler lassen sich nachträglich nur schwerlich korrigieren oder durch spätere Arbeitsschritte kompensieren. Fehlerhafte Abformungen müssen daher meist komplett wiederholt werden ^[62, 89, 119]. Trotz vieler Weiterentwicklungen ist eine „identische Reduplikation“ der Zähne mit einer Abformung nie ganz möglich ^[119]. Verschiedene Material- und Verarbeitungskriterien beeinflussen nämlich das Ergebnis einer Abformung. Zum einen muss das richtige Abformmaterial und die passende Abformtechnik gewählt werden. Ob dabei dem Material oder der Technik mehr Bedeutung zukommt, wird kontrovers diskutiert. Zum anderen kommen weitere, vor allem die individuelle Patientensituation betreffende Parameter, wie beispielsweise die parodontale/gingivale Gesundheit, die Lage der Präparationsgrenze, eine adäquate Vorbereitung des abzuformenden Bereichs, sowie die richtige Löffelwahl u.v.a. hinzu ^[62, 120]. *Wöstmann* ^[119, 121, 123] stellte bereits fest, dass besonders klinischen Parametern mehr Beachtung zu schenken ist. *Luthardt et al.* ^[62] berichteten, dass die reinen Materialeigenschaften der Abformmassen klinisch von untergeordneter Rolle seien und klinische Parameter, Abformtechnik, sowie die Erfahrung des Behandlers wichtigere Faktoren für ein positives Abformergebnis darstellen. Dennoch sind die verschiedenen Abformmaterialien immer wieder Gegenstand aktueller Studien zur Abformgenauigkeit und werden im Zusammenhang mit optischen Abformverfahren gerne als Vergleich herangezogen. Daher sind sie auch Thema der nachfolgenden Ausführungen.

3.2.1 Abformmaterialien

Einteilung der Materialien

Die Abformmaterialien lassen sich auf verschiedene Weise einteilen. Die gängigste Einteilung gliedert die Abformwerkstoffe in vier Hauptgruppen und diese wieder in mehrere Untergruppen ^[111, 121] :

- Irreversibel-starr: z.B. Abformgips, Zinkoxid-Eugenol-Pasten
- Reversibel-starr: thermoplastische Kompositionsmassen
- Irreversibel-elastisch: Alginate (irreversibles Hydrokolloid),
Elastomere (Silikone, Polyether, Polysulfide)
- Reversibel-elastisch: Hydrokolloide

Bis heute haben sich vor allem die sog. elastomeren Abformmassen als Präzisionsabformmaterialien etabliert. Präzisionsabformungen müssen höchste Genauigkeit aufweisen und sind vor allem bei der Anfertigung von Kronen- und Brückenkonstruktionen erforderlich. Elastomere wurden Anfang der 1950er Jahre mit den Polysulfiden in den USA eingeführt, welche aber heute in Deutschland so gut wie nicht mehr in Gebrauch sind ^[120, 124]. Vor allem Silikone und Polyether haben sich heute als Präzisionsabformmaterial durchgesetzt ^[119].

Elastomere können nochmals nach Konsistenz in vier Typen eingeordnet werden (DIN EN 24 823) ^[111]. Oft werden die englischen Begriffe verwendet: Typ 0: Knetbar (putty), Typ 1: Schwerfließen (heavy-body), Typ 2: Mittelfließend (medium- oder regular-body), Typ 3: Leichtfließend (light-body)

Anforderungen und Eigenschaften

Abformwerkstoffe sollten bestimmte Voraussetzungen für den klinischen Gebrauch erfüllen. Die Anforderungen mit besonderer Bedeutung sind: Elastizität, Dimensionstreue, Detailwiedergabe und Kompatibilität ^[111].

Elastizität wird benötigt, damit Elastomere beim Abziehen von unterschrittenen Bereichen im Mund nicht zerreißen und sich möglichst in die exakt gleiche Position zurückstellen ^[111]. Dennoch kann kein Abformmaterial eine 100 prozentige elastische Rückstellung erreichen ^[45]. Je größer der Unterschnitt ist, der abgeformt wird, desto höher ist eine bleibende Verformungen des Materials ^[21]. Diese Verformungen lassen sich minimieren, indem man unter sich gehende Bereiche, die nicht abgeformt werden müssen, ausblockt sowie eine ausreichende

Materialstärke der Abformmasse in den Löffel bringt ^[45]. Die elastische Rückstellung benötigt nach Entnahme aus dem Mund im Allgemeinen 30 min bis 2 h und sollte vor der Modellherstellung abgewartet werden ^[124]. Die günstigste elastische Rückstellung wurde von Silikonen, gefolgt von Polyethern und Polysulfiden erreicht ^[54].

Die Dimensionstreue ist unter anderem auch von der Elastizität abhängig und eine entscheidende Materialeigenschaft von Präzisionsabformmassen. Die Materialien sollten während ihrer Verfestigung möglichst wenig quellen oder schrumpfen ^[111]. Eine minimale Schrumpfung elastomerer Massen lässt sich aber nicht vollständig verhindern, da sie in der Regel durch Polymerisationsreaktionen aushärten, welche immer zu Volumenverkleinerungen führen ^[45]. Polysulfide und kondensationsvernetzte Silikone schrumpfen am meisten (0,4%-0,6%), gefolgt von Polyethern (0,2%) und A-Silikonen (Polyvinylsiloxane) (0,15%) ^[45]. Auch nach der Abformung sollten Präzisionsabformungen möglichst wenig Dimensionsänderung erfahren, also lagerfähig sein. Mögliche Faktoren für eine nachträgliche Dimensionsänderung könnten eine Fortsetzung der Abbindereaktion außerhalb des Mundes, Veränderungen durch Abkühlen des Materials oder des Abformlöffels von Mundtemperatur auf Raumtemperatur oder das Austreten von volatilen Primär- oder Nebenprodukten der chemischen Reaktion sein ^[68, 74].

Die Detailwiedergabe eines Abformmaterials beschreibt, wie genau feine Strukturen der Zähne oder Weichgewebe wiedergegeben werden können. Sie wird auch als Abformschärfe bezeichnet ^[111]. Nach der American Dental Association Specification Nr. 19 sollen elastomere Präzisionsabformmaterialien Details bis mind. 25 µm wiedergeben können ^[21]. Die Detailwiedergabe von Elastomeren ist aber meist höher, als sie durch den Gips im Modell darstellbar wäre. An dieser Stelle ist also eher das Modellmaterial der limitierende Faktor für die Zeichnungsschärfe und nicht die Abformung ^[21, 99].

Mit Kompatibilität ist die Kombinierbarkeit mit anderen Werkstoffen gemeint. Bestimmte Materialkombinationen können zu Problemen führen. Polyvinylsiloxane und Polyether können mit Resten von Wasserstoffperoxid oder mit Metallsalzen reagieren, welche oftmals zur Blutstillung vor Abformungen eingesetzt werden ^[45]. Das Tragen von Latex-Handschuhen beim Anmischen von Polyvinylsiloxanen oder noch nicht polymerisierte Bestandteile von Komposit-Füllungskunststoffen können das Abbindeverhalten negativ beeinflussen ^[45, 50].

Weitere Anforderungen an Abformwerkstoffe sind unter anderen: Angenehmer Geschmack und Geruch, Biokompatibilität, einfache Verarbeitung, geeignete Konsistenz und Abbindezeit, Desinfizierbarkeit, Lagerfähigkeit ^{[111] [99]}.

3.2.2 Polyether

Die in dieser Studie verwendeten Polyether stellen gegenwärtig häufig genutzte Abformmaterialien mit großem Anwendungsgebiet dar. Sie besitzen ähnlich wie A-Silikone eine hohe Detailwiedergabe, Dimensionsstabilität und Reißfestigkeit^[45]. Die Indikationsgebiete reichen von Inlay-, Kronen- und Brückenabformungen bis zu Funktionsabformungen, Sammelabformungen und Implantatabformungen^[1]. Ein deutlicher Vorteil von Polyethern gegenüber Silikonem ist die höhere Hydrophilie des Materials^[120]. Polyethermassen haben eine mittelfließende Konsistenz. Das Anmischen sollte maschinell erfolgen, da dadurch das Mischergebnis standardisiert und eine höhere Dimensionstreue erreicht werden kann^[120]. 1965 wurde Impregum als eines der ersten Polyetherabformmaterialien eingeführt. Nachteile von Impregum sind zum einen seine hohe Endhärte, die die Entnahme aus dem Patientenmund erschweren kann und beim Lösen des Gipsmodells aus der Abformung zu Schäden am Modell führen kann, und zum anderen sein bitterer Geschmack^[45]. Mit der Entwicklung von Impregum Penta Soft im Jahr 2000 wurden diese Nachteile reduziert. Dieses Material ist im abgebundenen Zustand weicher und der Geschmack ist für den Patienten angenehmer.

Nachfolgend wird der chemische Prozess beim Abbinden beschrieben:

Das Material wird aus zwei Pasten zusammen gemischt. Einer Basispaste und einer Katalysatorpaste. In der Basispaste befindet sich ein langkettiges Copolymer (Makromonomer) das aus Ethylenoxid- und Butylenoxid-Molekülen besteht^[124]. An den Enden dieses Moleküls befinden sich reaktive Ringe (Ethylenimin-Gruppen) (Abb. 2). Die Katalysatorpaste besteht im Wesentlichen aus aromatischen Sulfonsäureestern (Abb. 3)^[68, 124].

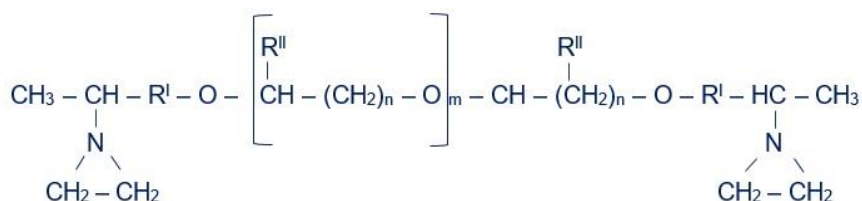


Abb. 2: Makromonomer der Basispaste^[68, 124]



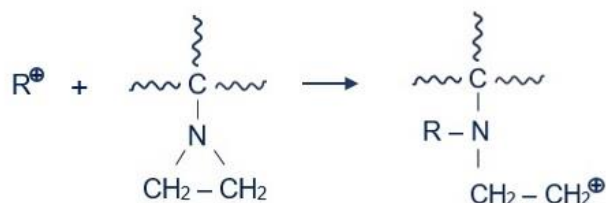
Abb. 3: Sulfonsäureester des Katalysators^[68]

Bei Mischen der Pasten kommt es zu einer Polyadditionsreaktion. Nach Aktivierung der Reaktion wird der Sulfonsäureester ionisiert. Die dabei entstehenden Kationen sind der Startschuss für die anschließende Reaktion. Der reaktive Ethylenimin-Ring wird durch das Kation geöffnet und selbst zu einem Kation. Er kann nun wiederum den Ethylenimin-Ring des nächsten Makromoleküls öffnen und an den Stickstoff dieser Gruppe binden. Diese Additionsreaktion wird immer weiter fortgesetzt, was zur Aushärtung der Abformmasse führt. Es werden keine Nebenprodukte abgespalten. Der Übergang von weich zu hart geschieht bei dieser Reaktion recht plötzlich und wird „Snap-Set“ - Abbindeverhalten genannt ^[68, 124]. Abb. 4 verdeutlicht nochmals den Reaktionsmechanismus:

Aktivierung:



Initialreaktion:



Kettenverlängerung:

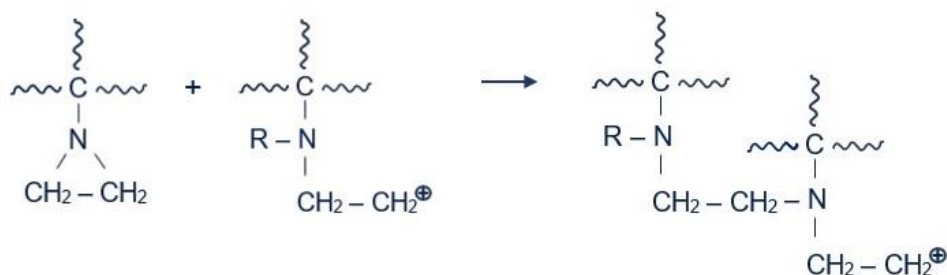


Abb. 4: Reaktionsmechanismus nach McCabe et al.^[68].

(Das Molekül mit den gewellten Linien steht für das Makromonomer.)

Die so entstandenen Moleküle der ausgehärteten Polyetherabformmasse bestehen aus einer unpolaren Kette aus Kohlenwasserstoff und Stickstoff und davon abzweigenden polaren Po-

lyetherverbindungen. Durch die Polarität der Polyether kommt das Material zu seinen hydrophilen Eigenschaften, welche einige Vorteile bieten. Die Sensibilität des Abformmaterials auf Blut und Speichel ist geringer und die Masse kann besser an Hart- und Weichgewebe fließen, dennoch wird ein trockenes Arbeitsfeld empfohlen ^[45]. Außerdem entstehen weniger Luftblasen im Gipsmodell ^[103]. Ein Nachteil der Hydrophilie ist, dass eine nachträgliche Wasseraufnahme der Abformungen im abgebunden Zustand möglich ist, was zum Aufquellen der Masse führen kann ^[47, 99]. Die Abformungen sollten daher trocken gelagert werden ^[120].

Polyetherabformmassen werden in der Regel als Monophasenabformung verwendet ^[68]. Diese Technik wird im folgenden Abschnitt erläutert.

3.2.3 Abformtechnik

Die Abformtechnik wird teilweise für wichtiger bezüglich Genauigkeit und Erfolg einer Abformung erachtet als das verwendete Abformmaterial ^[62, 123]. Die geläufigsten Techniken sind die Korrekturabformung, die Doppelmischabformung und die Monophasenabformung. Die am häufigsten in Deutschland verwendete Abformtechnik ist die Korrekturabformung ^[120]. In dieser Studie wurde die Monophasenabformung angewandt.

Bei der Monophasenabformung wird nur ein Material mittelfließender Konsistenz in einer einzeitigen Abformung verwendet ^[124]. Das Material wird sowohl in einen Abformlöffel als auch in eine Abformspritze gefüllt. Mit der Spritze wird der präparierte Zahn umspritzt und der Abformlöffel danach direkt darüber gesetzt. Die genauesten Ergebnisse lassen sich dabei mit individuellen Löffeln erzielen, die den anatomischen Strukturen näher anliegen und somit den Staudruck erhöhen ^[120, 124]. Dennoch ist der Staudruck der Monophasenabformung verglichen mit dem von Korrekturabformungen geringer. Infragingivale Bereiche sind mit der Monophasenabformung daher schwieriger zu erreichen. Bei der Korrekturabformung wird eine fertig ausgehärtete Erstabformung mit einem dünnfließenden Abformmaterial bedeckt, zurück in den Mund gesetzt und mit Druck auf die Zähne gepresst. Das dünnfließende Korrekturmaterial wird dabei in die infragingivalen Bereiche hineingedrückt. Durch das Anpressen der Abformung jedoch, wird die Erstabformung im Löffel deformiert und stellt sich bei Entnahme um den Betrag des Verdrängungseffektes zurück ^[5]. Somit resultieren bei der Korrekturabformung prinzipiell zu kleine Modelle. Dieser negative Effekt tritt bei Monophasenabformungen nicht auf, welche daher in der Lage sind sehr präzise Ergebnisse zu erzielen ^[5, 29, 123].

3.2.4 Modellherstellung

Der Zweck einer jeden Abformung ist es über ein negatives Abbild der abgeformten Strukturen zu einem Positiv zu gelangen. Ein fließfähiges Material wird dafür in das Negativ der fertigen Abformung eingebracht und verfestigt sich dort zu einem starren Modell. Es gibt verschiedene Modellwerkstoffe, die im Dentalbereich Verwendung finden wie Gipse, Kunststoffe (Epoxidharze, Polyurethane, Acrylate) oder galvanisch aufgebrachte Schichten ^[10]. Gips ist das am häufigsten verwendete Material bei der Modellherstellung ^[22] und findet auch in dieser Studie als Modellmaterial Verwendung.

Gips

Der Gips in Pulverform besteht vor dem Anmischen mit Wasser aus sog. Calciumsulfathemihydrat. Er wird durch Erhitzen (Brennen) aus hydratisiertem Calciumsulfat gewonnen. Gibt man dem Calciumsulfathemihydrat Wasser hinzu, wird es in einer exothermen Reaktion wieder hydratisiert. Während dieses Vorgangs entstehen Kristalle im Gips, die ein Geflecht bilden und den Gipsbrei verfestigen ^[67].

Durch das Kristallwachstum kommt es zu einer Abbindeexpansion des Gipses ^[67]. Während der Lagerung verliert der Gips jedoch wieder Wasser und kontrahiert um etwa ein Drittel seiner Abbindeexpansion. Die vollständige Trocknung ist nach 5-7 Tagen erreicht ^[31, 67].

Je nach Eigenschaft (Abbindeexpansion, Abbindezeit, Druckfestigkeit) lassen sich die Gipssorten in der Zahnheilkunde in vier Typen einteilen, welche unterschiedliche Anwendungsbereiche besitzen. Der am häufigsten verwendete Gipstyp, geeignet für das Ausgießen von Präzisionsabformungen, ist der Typ 4 Superhartgips/Spezialhartgips ^[10, 22]. In der DIN EN ISO 6873 Norm sind die Anforderungen an Typ 4 Gipse auf eine Detailwiedergabe von mindestens 50 µm und auf eine Abbindeexpansion von maximal 0,15% festgelegt ^[84]. Um diese Standards einzuhalten, ist der richtige Umgang mit dem Material notwendig. Bei falschem Mischungsverhältnis von Wasser und Pulver oder anderen Unregelmäßigkeiten in der Verarbeitung kann es zu erheblichen Ungenauigkeiten im späteren Modell kommen ^[125].

3.3 CAD/CAM-Technologie bei der Fertigung von Zahnersatz

CAD/CAM ist die Abkürzung für Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (computergestütztes Design / computergestützte Herstellung) und bezeichnet computergestützte Fertigungstechniken im Allgemeinen. CAD beschreibt dabei die virtuelle Erstellung eines Werkstücks, CAM dessen rechnergestützte Produktion. Die ersten CAD-Anwendungen gab es bereits 1965 in der amerikanischen Luft- und Raumfahrt ^[86]. Die Einführung in die Zahnheilkunde und ersten Forschungsarbeiten erfolgten durch François Duret im Jahre 1971 ^[63]. Mörmann und Brandestini begannen 1980 mit der Entwicklung einer dentalen CAD/CAM Einheit, welche sie 1983 das erste Mal der Öffentlichkeit präsentierten ^[63]. Die Entwicklung der dentalen CAD/CAM-Technologie schreitet bis heute stetig voran und hat sein volles Potential noch lange nicht ausgeschöpft.

Die dentalen CAD/CAM Systeme bestehen aus drei Komponenten ^[8, 85]:

1. Der Digitalisierung mit Hilfe eines Scanners, um die zu erfassende Form digital zu speichern.
2. Einer CAD-Software, die die gescannten Daten verarbeiten kann und über welche die Produktion des Werkstückes geplant/designt wird.
3. Der Herstellung mittels Produktionseinheit, die die virtuellen Daten in das geplante Produkt umsetzt.

Digitalisierung

Die Datenerfassung ist der erste und grundlegende Schritt im CAD/CAM Verfahren. Ziel ist es die Patientensituation (Zähne, präparierte Zahnstümpfe, umliegendes Weichgewebe) in ein digitales dreidimensionales Modell zu überführen. Dafür gibt es verschiedene Möglichkeiten. Entweder kann dies direkt im Mund über intraoral optische Scanner erfolgen, oder über den Umweg einer konventionellen Abformung extraoral mit einem optischen oder mechanischen Scannersystem ^[86]. Die direkten intraoralen Scanner finden in der hier durchgeführten Studie Verwendung und werden im Abschnitt 3.4 genauer beschrieben.

Extraorale Scanner benötigen eine konventionelle Abformung, die entweder direkt gescannt wird oder aber das resultierende Gipsmodell. Mechanische Scanner verwenden taktile Verfahren beim Scannen. Beim mechanischen Scannen wird ein Taster zeilenweise über die Objekt-oberfläche geführt und registriert durch kurze Berührungen mit dem Objekt einzelne Punkte

der Oberfläche. Die Funktionsweise gleicht der einer Koordinatenmessmaschine, welche in Kapitel 4.7.1 erläutert wird. Die mechanischen Scanner zeichnen sich durch eine hohe Scangeauigkeit aus ^[8], haben aber den Nachteil, dass sie mehr Zeit benötigen als optische Verfahren und abhängig von der Größe des Messtasters und der geometrischen Form des Objektes nicht alle Bereiche ausreichend erfasst werden können ^[63].

Extraoral verwendete optische Scanner (Laborscanner) sind daher weiter verbreitet. Sie bestehen in der Regel aus einer Projektor- und einer Detektoreinheit. Laserpunkte oder strukturiertes Weißlicht wird auf die zu scannende Oberfläche projiziert und mit Hilfe von Sensoren wieder detektiert. Durch das Prinzip der Triangulation können die dreidimensionalen Informationen gewonnen werden ^[63]. Dieses Verfahren wird in ähnlicher Weise bei bestimmten intraoralen Scannern verwendet und in diesem Zusammenhang später beschrieben. Der Nachteil der optischen Laborscanner ist, dass sie trotz mehr erfassten Messpunkten die Genauigkeit taktiler Scanner noch nicht erreichen ^[114]. Daraus wird ersichtlich, dass nicht die Anzahl der gemessenen Punkte für die Genauigkeit verantwortlich ist, sondern vielmehr die Messunsicherheit des Systems ^[63]. Außerdem spielt die Größe des Messfeldes eine Rolle, je größer dieses ist, desto größer wird auch der Messfehler ^[95].

Unabhängig davon, welcher Scanner zur Digitalisierung verwendet wurde, setzt sich das Messobjekt in seinem digitalen Abbild aus einer räumlichen Ansammlung von Punkten zusammen, die die Objektoberfläche definieren ^[86]. Jeder Punkt wird durch eine x-, y- und z-Koordinate beschrieben. Die Gesamtheit der Punkte wird auch als Punktwolke bezeichnet.

Soll ein Objekt vollständig optisch gescannt werden, kann dies nicht nur aus einer Richtung erfolgen, da sonst abhängig von der Objektform bestimmte Bereiche (Rückseite oder Unterschnitte) nicht erfasst werden können. Folglich müssen Scanmessungen aus verschiedenen Richtungen angefertigt und die einzelnen „Bilder“ dann zu einem Datensatz zusammengesetzt werden. Dieses Zusammenfügen der Einzelmessungen erfolgt durch entsprechende mathematische Algorithmen der Scansoftware automatisch und wird „matching“ oder „stitching“ genannt ^[63]. Auch bei intraoralen Scans des gesamten Kiefers, wie sie in dieser Studie durchgeführt wurden, müssen viele Datenteile aneinander „gematcht“/„gestitched“ werden, da der Scankopf nicht den kompletten Kiefer auf einmal erfassen kann, sondern fortlaufend über ihn hinweg bewegt werden muss. *Rudolph et al.* ^[86] stellten bei diesen matching-Prozessen „nicht vernachlässigbare“ Fehler fest, die die Qualität von Restaurationen beeinträchtigen könnten.

CAD-Software

Mit der CAD-Software werden die gescannten Daten weiter verarbeitet. Die als Punktwolke vorliegenden Datensätze müssen zunächst in ein Flächenmodell umgewandelt werden (Flächenrückführung). Dafür gibt es verschiedene Methoden. Ein häufig verwendetes mathematisches Rechenverfahren der Software verbindet jeweils drei Punkte der Punktwolke zu einer dreieckigen Fläche ^[63]. Die Objektoberfläche wird also von kleinen aneinander liegenden Dreiecken beschrieben. Dieses Verfahren kam auch in dieser Studie zum Einsatz (Abb. 5). Als Datenformate für diese Oberflächenmodelle stehen das STL-Format (Surface Tessellation Language) und weitere Formate wie IGES (Initial Graphics Exchange Specification) und DXF (Drawing Interchange Format) zur Verfügung. Das STL-Format ist das am häufigsten verwendete Datenformat für CAD-Modelle ^[86, 94].

Mit Hilfe der Software lässt sich auf den Flächenmodellen der gescannten Zähne oder Zahnstümpfe Zahnersatz entwerfen. Wie viel individuelle Einstellungen und Designmöglichkeiten es gibt ist softwareabhängig. Je mehr Interaktion mit dem System möglich ist, desto mehr Fehlerquellen werden bei der Benutzung geschaffen ^[94]. Mittlerweile ist die Konstruktion von Inlays/Onlays, Kronen, Gerüsten für abnehmbaren Zahnersatz, Bohrschablonen für Implantationen, Implantataufbauten, bis zu 14 gliedrigen Brücken und sogar Totalprothesen möglich ^[86, 94, 104, 116]. Der im Labor fertig konstruierte Restaurationsentwurf kann dann via Internet an ein Fräszentrum gesendet werden, wo die Umsetzung in das entsprechende Werkstück im CAM-Prozess erfolgt.

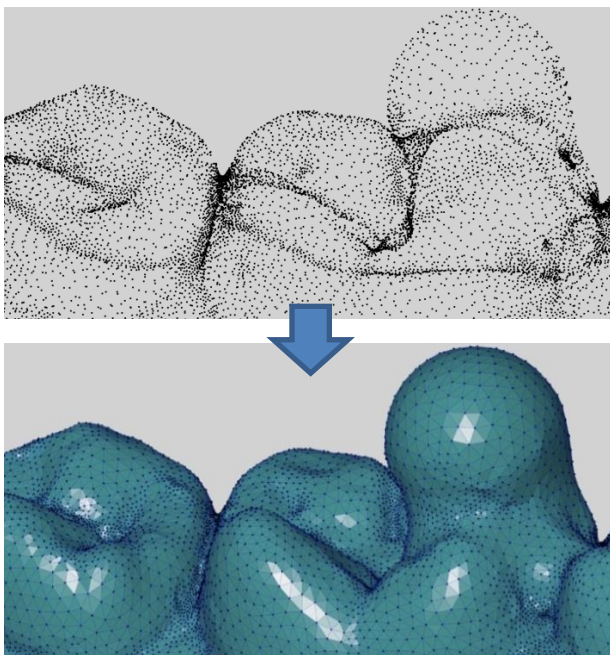


Abb. 5: Flächenrückführung einer Punktwolke in ein CAD-Modell.

Die Punkte sind durch dreieckige Flächen verbunden.

CAM-Prozess

Die CAM-Software bereitet die Daten in der Regel so auf, dass sie von einem Fertigungsgerät umgesetzt werden können. In der dentalen CAD/CAM-Produktion werden hauptsächlich subtraktive Methoden angewandt ^[85, 110]. Dabei schleifen computergesteuerte Fräsmaschinen die in der CAD-Software konstruierte Form aus einem Rohling heraus. Häufig werden Zirkonoxidkeramiken anfertigt, da sie nicht konventionell vom Zahntechniker geschlickert, sondern nur gefräst werden können ^[125]. Zirkonoxid findet vor allem wegen seiner hervorragenden mechanischen Eigenschaften und Bruchsicherheit eine breite Anwendung ^[8, 128]. Ein Nachteil subtraktiver Methoden ist, dass viel Materialverlust bei diesem Vorgang entsteht ^[110]. Additive Verfahren hingegen produzieren das Werkstück durch schichtweises Auftragen und Verfestigen von Material. Dabei sind Formen möglich, die durch Fräsen schwer zu realisieren wären ^[8]. Additive Verfahren sind bisher noch nicht weit verbreitet, entwickeln sich aber momentan in verschiedene Richtungen in Bezug auf die Herstellungstechnik. Hier wären beispielsweise Stereolithographie (schichtweise Aushärtung eines Photopolymers), Selective Laser Sintering (schichtweises Verschmelzen von Pulverschichten mittels Laser) oder 3D-Drucken (Tropfenweises Auftragen von Polymeren und Aushärtung mittels UV-Licht) zu nennen ^[85].

3.3.1 CAD/CAM-Prozesskette

Drei Konzepte bei der CAD/CAM-Fertigung von Zahnersatz haben sich heute etabliert ^[8, 41, 63]. Die chair-side-, lab-side- und zentralisierte Produktion. Bei der chair-side, also am Zahnarztstuhl durchgeführten Produktion, findet die gesamte Herstellung des Zahnersatzes in der Zahnarztpraxis statt. Die präparierten Zähne werden mit einem intraoralen Scanner digitalisiert, mit der Scansoftware wird die Restauration konstruiert und mit einer Schleifeinheit sofort hergestellt. Der Zahnersatz kann in derselben Sitzung noch eingegliedert werden. Bisher bietet nur das CEREC-System (Sirona) diese Möglichkeit ^[8].

Die lab-side Methode beschreibt den Weg über die Herstellung des Zahnersatzes im Dentallabor. Der Zahnarzt schickt seine konventionelle Abformung oder ein Gipsmodell an ein Labor. Die Abformung oder das Modell werden dort mit einem Laborscanner digitalisiert und der Zahnersatz kann im CAD/CAM-Prozess hergestellt werden.

Bei der zentralisierten Herstellung befinden sich die Fertigungsmaschinen in einem speziellen Zentrum. Die ersten beiden Schritte im CAD/CAM-Verfahren (Digitalisierung und Design) können im Dentallabor ablaufen. Die Herstellung des Werkstückes erfolgt jedoch im Fertigungszentrum. Ein Vorteil dieser Zentren ist, dass nicht jedes Dentallabor die mitunter sehr teuren Maschinen anschaffen muss ^[8, 35].

Abb. 6 erläutert zur Übersicht analog zum konventionellen Arbeitsablauf aus Abschnitt 3.1 die Prozesskette bei der CAD/CAM-Herstellung von festsitzendem Zahnersatz. Wie man sehen kann, lassen sich im Vergleich zur konventionellen Prozesskette vor allem mit der digitalen Abformung einige Schritte sparen.

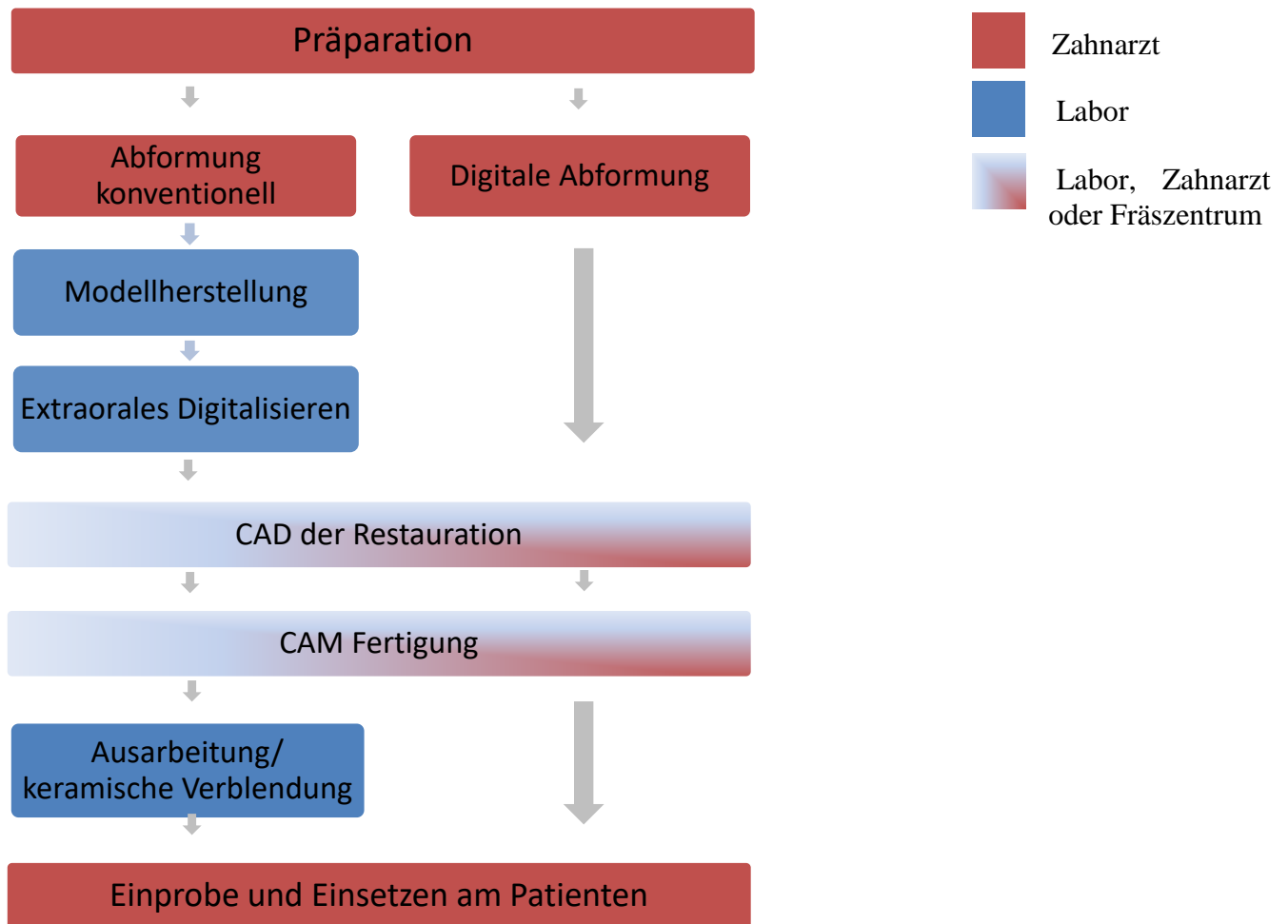


Abb. 6: Digitaler Workflow für festsitzenden Zahnersatz

3.4 Die digitale Abformung

Die digitale Abformung mit intraoralen Scannern steht am Anfang der CAD/CAM-Prozesskette. Die Datenerfassung findet intraoral und rein optisch statt. Durch eine Aufnahmeeinheit, welche manuell über die abzuformenden Bereiche geführt wird, werden die Daten erfasst. Ein verbundener Rechner mit entsprechender Software konstruiert den digitalen Datensatz. Die intraorale digitale Abformung umgeht im Gegensatz zu den Laborscannern die konventionelle Abformung sowie die Modellherstellung und die damit verbundenen Fehlerquellen ^[125]. Nach *Zimmerman et al.* ^[129] nutzen heute ca. zwischen 5 % und 10 % der Zahnärzte in Deutschland intraorale Scanner. Aufgrund der mittlerweile großen Indikationsbereiche sind die Anforderungen an digitale Abformungen genauso hoch wie an konventionelle Abformungen. Studien zu intraoralen Scannern befassen sich mit deren Genauigkeit in Bezug auf Einzelzahnsch scans/-restorationen, Scans innerhalb von einzelnen Quadranten, Ganzkieferscans, der Patientenakzeptanz, der erforderlichen Scanzeit und anderen Parametern. In vielen Bereichen können digitale Abformungen bereits mit den konventionellen Abformungen mithalten oder sogar bessere Ergebnisse erzielen, die klinische Datenlage für In-vivo Studien fällt teilweise aber spärlich aus.

Digitale Abformungen bieten einige Vorteile gegenüber der konventionellen Methode. Die Abformung kann leicht wiederholt oder korrigiert werden. Es ist möglich nur Teile der Abformung nachzuscannen und an das bestehende Modell anzufügen. Außerdem lässt sich direkt nach der Abformung dessen Qualität leichter überprüfen, da das digitale Modell sofort am Bildschirm sichtbar ist. Der Versand über das Internet beschleunigt und vereinfacht die Übermittlung des Modells an das Dentallabor. Die Archivierung der Modelle ist einfacher umzusetzen und eine physische Lagerung entfällt. Es besteht außerdem die Möglichkeit die Scandaten mit anderen Datensätzen (CT, DVT) für weitergehende Diagnostik und Planungen zu verknüpfen ^[90, 129]. Nachteile der optischen Abformung sind die starke Abhängigkeit des Ergebnisses vom korrekten Handling und der Erfahrung des Behandlers, die noch nicht standardmäßig implementierte Simulation von statischer und dynamischer Okklusion in der Software, sowie die hohen Anschaffungskosten für den Zahnarzt und eventuell anfallende Scangebühren ^[53, 90, 129]. Auch die Entwicklung von CAD/CAM- bzw. Scansystemen einiger Hersteller als geschlossene Systeme kann hinderlich sein. Geschlossene Systeme lassen alle CAD/CAM-Prozesse nur innerhalb eines aufeinander abgestimmten Systems zu. Zwischen verschiedenen Systemen ist ein Datenaustausch nicht ohne weiteres möglich. So kann ein

Scanner eines geschlossenen Systems nicht mit jeder Fräseinheit oder Software kombiniert werden, man ist somit an das vorhandene System gebunden ^[108].

Derzeit finden sich ca. 17 verschiedene Scansysteme auf dem Markt ^[129]. Sie basieren auf verschiedenen Aufnahmeprinzipien. Die folgenden drei in dieser Studie verwendeten Scanner repräsentieren die drei wichtigsten Aufnahmetechniken, die derzeit in Gebrauch sind.

3.4.1 CEREC Omnicam AC

Das CEREC-System (Computer assisted CERamic REConstruction) ist das am längsten etablierte CAD/CAM System in der Zahnheilkunde. In den 80iger Jahren von Mörmann und Brandestini entwickelt war es fast 20 Jahre das einzige intraorale Scansystem auf dem Markt ^[91]. Das ursprüngliche Ziel bei der Entwicklung von CEREC war die Fertigung von Einzelzahnrestorationen aus Keramik ^[91]. Es ist als chairside-System konzipiert, bei welchem eine dazu gehörige Schleifeinheit in nur einer Behandlungssitzung den Zahnersatz herstellen kann. Aber auch der Datenexport über die CEREC Connect Software zum Labor ist möglich. Das Vorgängersystem zur Omnicam war die CEREC Bluecam AC. Sie gehörte zu den meistverkauften Scansystemen weltweit ^[90]. Alle CEREC Systeme arbeiten nach dem Prinzip der aktiven Triangulation und Streifenlichtprojektion. Die Bluecam verwendete in Einzelaufnahmen blaues Licht, welches als Streifenmuster auf die Zähne geworfen wurde. Die Zähne mussten vor der Aufnahme gepudert werden. Die Omnicam (Abb. 7) hingegen arbeitet puderfrei und mit Licht unterschiedlicher Wellenlänge, überdies werden die Daten nicht mehr in Einzelaufnahmen, sondern in einem Videomodus aufgenommen ^[90].



Abb. 7: CEREC Omnicam Scanner

Messprinzip

Die aktive Triangulation ist eine simple Methode um Abstände zu berechnen bzw. Tiefeninformationen im dreidimensionalen Raum zu bestimmen. Der Grundaufbau besteht immer aus einem Projektor, der Licht auf das Messobjekt aussendet, und einem Sensor, der das vom Objekt reflektierte Licht wieder detektiert. Als Detektoren sind bei intraoralen Scannern in der Regel sog. CCD (Charge-Coupled-Device) -Sensoren in Gebrauch. Der Abstand zwischen Projektor und Detektor muss für die Triangulation immer konstant sein. Somit ergibt sich ein Dreieck aus dem ausgesandten Lichtstrahl des Projektors, dem reflektierten Lichtstrahl auf dem Sensor und dem Basisabstand zwischen Projektor und Sensor (Abb. 8). Der Winkel (α) des einfallenden Lichtes wird am CCD-Sensor registriert. Mit Hilfe dieses Winkels und des Basisabstandes lässt sich über die Winkelfunktionen der Objektabstand und somit die dreidimensionale Tiefeninformation berechnen ^[35, 59].

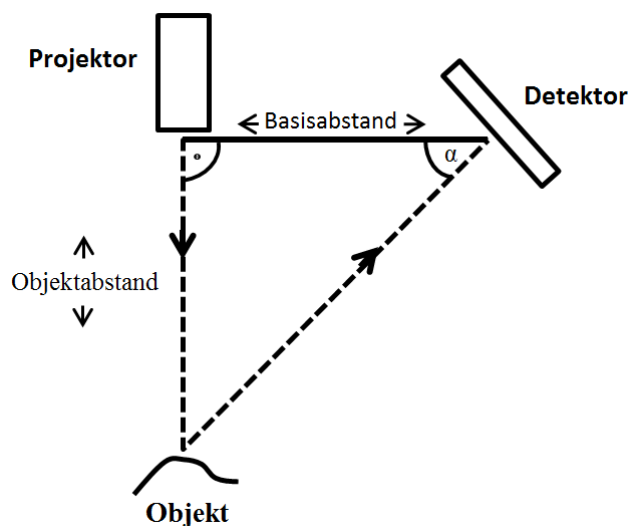


Abb. 8: Prinzip der Triangulation.

Will man ein größeres Messobjekt mit dieser Technik dreidimensional darstellen, ist die hier beschriebene Art der Triangulation zu langwierig, da jeder Punkt auf dem Objekt einzeln gemessen werden müsste. Deshalb werden entweder eine Reihe von Punkten in einer Linie (Lichtschnittverfahren) oder sogar ein komplettes flächenhaftes Muster von Punkten (strukturiertes Licht) auf das Objekt projiziert. Mit nur einer Aufnahme werden somit viele Punkte gleichzeitig detektiert und die Messung wird erheblich beschleunigt ^[59].

Das CEREC-System verwendet strukturiertes Licht in Form eines Streifenmusters. Wird ein Streifenmuster auf ein Objekt mit unregelmäßiger Oberfläche geworfen, wird es verzerrt re-

flektiert (Abb. 9). Aus den Verzerrungen des projizierten Streifenmusters lässt sich auf die Höhenverteilung des Objektes schließen ^[91]. Die Interpretation dieser Streifenverzerrungen ist mit der sog. Phase-Shifting-Triangulation möglich ^[83]. Hierbei werden die Streifen in einem sinusförmigen Intensitätsverlauf erzeugt. Die Intensitäten der erfassten Bildpunkte zeigen eine Abhängigkeit der Höhe des Messobjektes zur Projektionsebene und ermöglichen die Abstandsberechnung.

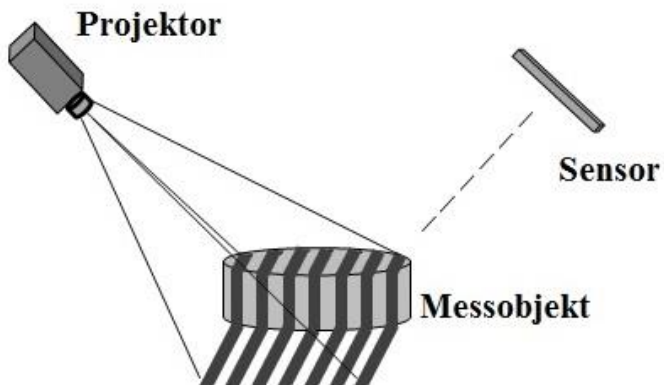


Abb. 9: Streifenlichtprojektion

3.4.2 cara Trios

Die Scanner der Trios-Serie wurden von der Firma 3Shape entwickelt und 2011 das erste Mal vorgestellt. Der hier verwendete cara Trios Scanner (Abb. 10) wird momentan von der Firma Heraeus Kulzer vertrieben ^[9]. Für den Scanner gibt es bisher keine chairside-Lösung und die Daten werden im STL-Dateiformat online an ein Labor geschickt. Das Aufnahmeprinzip ist eine Kombination aus strukturiertem Licht und konfokaler Mikroskopie mit LED-Licht. Der Scanner arbeitet puderfrei und verwendet einen Videomodus, also bei der Aufnahme viele Einzelbilder hintereinander. Er zeichnet sich durch eine hohe Scangeschwindigkeit aus ^[59, 125, 129].



Abb. 10: cara Trios Scanner

Messprinzip

Die konfokale Mikroskopie wurde 1955 von Marvin Minsky entwickelt und mit Erfindung des Lasers zum konfokalen Laserscannen erweitert ^[46]. Abb. 11 skizziert das Funktionsprinzip des Verfahrens. Licht wird über ein Objektiv auf das Messobjekt fokussiert. Die Objektoberfläche reflektiert das Licht wieder zurück durch die Linse auf eine Lochblende. Fokussiertes Licht kann die Blende passieren und von einem Sensor hinter der Lochblende registriert werden. Nicht fokussiertes Licht aus Bereichen vor oder hinter der Fokalebene wird von der Lochblende nicht durchgelassen ^[46, 59]. Den Abstand der Fokalebene zur Apparatur kann man über die Brennweite der Linse genau angeben, also auch den Abstand aller Punkte des

Messobjektes, die in der Fokalebene liegen. Mit Hilfe von oszillierenden Spiegeln lässt sich die Objektoberfläche flächig abrastern ^[59]. Doch wird so nur der Bereich der Oberfläche wiedergegeben, welcher im Fokus liegt (optischer Schnitt). Will man die vollständige dreidimensionale Information der Messoberfläche abscannen, muss das Objektiv in Richtung der optischen Achse über dem Objekt auf und ab bewegt werden. So entstehen verschiedene optische Schnittbilder der Oberfläche, die zusammengesetzt als Bilderstapel ein dreidimensionales Bild ergeben ^[46]. Für intraorale Scanner ergibt sich die Schwierigkeit, dass auf Grund von Bewegungen des Scanners durch den Behandler oder den Patienten Ungenauigkeiten in der Messung entstehen können. Beim cara Trios Scanner ist die Bildaufnahmezeit daher so klein gewählt, dass Fehler durch Bewegungen zwischen Scankopf und Zähnen minimiert werden ^[59]. Ein Nachteil des konfokalen Prinzips sind die im Vergleich zu anderen Scansystemen hohen Datenmengen, die beim Scanvorgang entstehen. Sie müssen im Handstück durch einen Bildverarbeitungsrechner vorverarbeitet werden. Das Handstück fällt daher verhältnismäßig groß aus, da folglich mehr Platz benötigt wird ^[125].

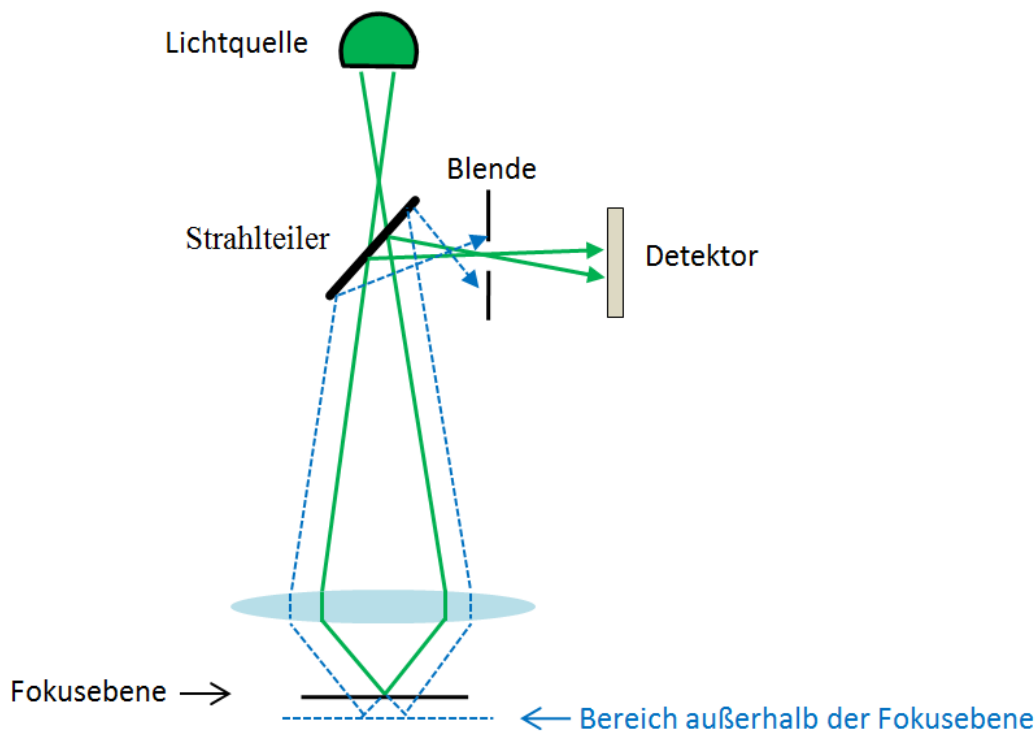


Abb. 11: Prinzip der konfokalen Mikroskopie.

(Die grüne Linie steht für Licht, das innerhalb der Brennebene der Linse liegt. Die blaue Linie für einen Bereich außerhalb der Brennebene. Dieses Licht kann die Lochblende nicht passieren.)

3.4.3 True Definition

Der True Definition Scanner (Abb. 12) von 3M Espe wurde erstmals 2013 in Europa auf der internationalen Dentalschau in Köln vorgestellt. Er ist ein Nachfolgemodell des seit 2007 bekannten Lava C.O.S.- Systems ^[90]. Das System ist bisher nur im labside-Workflow verwendbar. Die Daten werden direkt vom Gerät an eine Cloud-Plattform gesendet. Dort ist ein offener Datenexport in das STL-Format möglich ist. Eine chairside Lösung für das System ist geplant ^[129]. Das Messprinzip basiert auf dem sog. Active Wavefront Sampling, welches einen Puderauftrag aus Titandioxid als stochastisches Muster zur Orientierung auf den Zähnen benötigt. Das Puder sollte aber nicht in einer deckenden Schicht aufgetragen, sondern die Zähne nur leicht bestäubt werden. Ist die Puderschicht zu dick, könnte sich die Genauigkeit des Scans verringern, da die Puder Körnchen alleine schon einen Mindestdurchmesser von 20 μm besitzen ^[96]. Die Aufnahme der Bilder erfolgt auch bei diesem Scanner in einem Video-modus.



Abb. 12: True Definition Scanner

Messprinzip

Das am Massachusetts Institute of Technology (MIT) entwickelte Active Wavefront Sampling (AWS) basiert auf dem depth-from-defocus Verfahren. Wie der Name bereits verrät, wird durch Defokussierung die Tiefeninformation der zu vermessenden Objektoberfläche ermittelt.

Licht fällt vom Messobjekt durch ein Objektiv auf einen Sensor. Befindet sich der betrachtete Objektpunkt in der Fokusebene des Objektivs, wird ein eindeutiger, scharfer Punkt auf dem Sensor abgebildet. Bewegt sich das Objekt von der Fokusebene weg, entsteht ein unscharfer Fleck auf dem Sensor. Der Durchmesser dieses Flecks lässt sich messen. Er verändert sich proportional zu der Entfernung des Objektes von der Fokusebene. Je weiter sich das Objekt von der Fokusebene entfernt, desto größer wird der Durchmesser des unscharfen Flecks ^[32].

Die Ermittlung des genauen Durchmessers des Flecks der depth-from-defocus Methode ist aufgrund der Unschärfe des Flecks schwierig ^[32]. Beim AWS wird nun zusätzlich vor das Objektiv eine Lochblende mit dezentraler Öffnung gesetzt. Bei einer 360° - Drehung der Blende beschreibt der auf dem Sensor abgebildete dezentrale Lichtpunkt einen Kreis, der denselben Durchmesser wie der unscharfe Fleck besitzt, aber genauer messbar ist (Abb. 13). Mit Hilfe der anderen bekannten Parameter (Radius der Blendenöffnung, Brennweite der Linse) lässt sich über den Durchmesser des Kreises der Abstand des Objektes zum Scankopf und somit die dreidimensionale Information errechnen ^[90].

Beim Lava C.O.S findet keine mechanische Rotation einer dezentralen Blende statt. Die Rotation wird hier durch ein kreisendes ein- und ausschalten von 192 Blaulicht LEDs am Scankopf mit einer Frequenz von 20 Hz erreicht ^[96]. Der True Definition Scanner arbeitet ähnlich, kommt aber mit nur 6 LEDs aus und nimmt mit seinem Bildsensor 20 Aufnahmen pro Sekunde auf ^[2, 3].

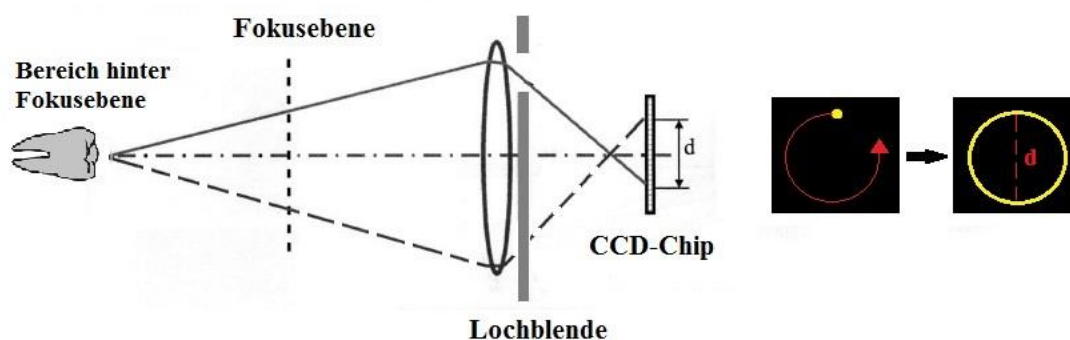


Abb. 13: Prinzip des Active Wavefront Sampling nach Frigerio^[32].

Die Lochblende beschreibt bei Rotation einen Kreis auf dem Sensor.

3.5 Messmethoden der Dimensionstreue von Abformungen

Es gibt verschiedene Ansätze konventionelle und digitale Abformungen hinsichtlich ihrer Dimensionsstabilität zu vermessen. Im Grunde sind alle denkbaren Vergleiche zwischen einem Referenzkörper und einer Abformung oder dem daraus resultierenden Modell möglich. Nachfolgend sollen häufig in der Literatur beschriebene Verfahren dargestellt werden.

Bei reinen Materialuntersuchungen konventioneller Abformungen werden meist simple Formen und Strukturen abgeformt, die anschließend metrisch vermessen und mit den Maßen einer Referenzform verglichen werden. Die New American Dental Association entwickelte bereits Ende der 70iger Jahre eine Methode, bei welcher eine Abformmasse in eine Form eingebracht und anhand von Linienimpressionen vermessen werden kann ^[18]. Diese Methode wird heute noch angewendet. Derartige Untersuchungen testen aber nur das Material selbst und nicht den tatsächlichen Vorgang der Abformung, bei welchem bereits im Laborversuch zusätzliche Faktoren wie etwa Löffeldeformationen oder die verwendete Abformmethode mit einfließen.

Einzelzähne

Einige Studien zu konventionellen Abformungen befassen sich mit der dimensionsgetreuen Übertragung einzelner abgeformter Zahnstümpfe, wie sie bei Kronenpräparationen entstehen, auf ein Modell. In In-vitro Untersuchungen werden dabei meist die Maße der Gipsmodellstümpfe gemessen und mit denen eines Urmodells verglichen ^[5, 12, 29, 39, 66, 113, 122]. Auch das Digitalisieren der Gipsstümpfe im Modell mit optischen oder mechanischen Laborscannern und die dreidimensionale Überlagerung mit den digitalisierten Referenzstümpfen am Computer ist möglich ^[60, 61, 82, 87, 93]. Die Genauigkeit intraoraler Scanner wird teilweise ähnlich untersucht. Der mit einem intraoralen Scanner aufgenommene Zahnstumpf des Urmodells kann mit dem digitalen Referenzmodell, welches beispielsweise durch Laborscanner oder Computertomografie erstellt wurde, überlagert werden ^[43, 65]. Die Abweichungen der Oberflächen der beiden überlagerten Datensätze zueinander kann berechnet werden.

Weitere Möglichkeiten, die Genauigkeit konventioneller oder digitaler Abformungen in Bezug auf Einzelzähne zu prüfen bestehen darin, präparierte Zähne an einem Urmodell oder am Patienten abzuformen und auf der Grundlage dieser Abformungen Kronen herzustellen. Die Kronen werden anschließend auf dem originalen Zahnstumpf auf ihre Passung hin untersucht. Der spätere Sitz der Krone auf dem abgeformten Urmodell lässt sich anhand des Spaltes zwi-

schen Krone und Stumpf (marginale Diskrepanz) mit optischen Verfahren untersuchen [77, 97, 98]. Insbesondere bei klinischen Untersuchungen der Abformgenauigkeit von präparierten Einzelzähnen hat sich die Messung der marginalen Diskrepanz mittels Replika-Technik bewährt und wird in aktuellen Studien verwendet [7, 11, 105, 127]. Die nach der Abformung am Patienten hergestellten Kronenkäppchen werden mit einem dünnfließenden Silikon befüllt und auf den präparierten Zahn des Patienten gesetzt. Nach Lösen der Krone vom Zahnstumpf entspricht die Dicke des Silikonfilms dem Spalt zwischen Krone und Zahn, also der marginalen Diskrepanz. Die Dicke dieser Silikonschicht lässt sich mit einem Mikroskop messen. Diese Verfahren betrachten jedoch die gesamte Prozesskette bei der Herstellung der Kronen und nicht ausschließlich den Anteil der Abformung und lassen daher keine eindeutige Aussage über das reine Abformverfahren zu.

Komplette Zahnreihe

Abformungen des gesamten Kiefers werden im Hinblick auf ihre Dimensionstreue mit teilweise ähnlichen Methoden wie Einzelzähne vermessen. Bisher existieren nur In-vitro Studien, wenn es um die wirkliche Abweichung von Ganzkieferabformungen zum Original geht, da Referenzdaten am Menschen schwierig zu erheben sind. Klinische Untersuchungen intraoraler Abformungen prüfen bislang nur deren Reproduzierbarkeit, ohne aber die wirkliche Genauigkeit der Abformungen zu ermitteln [23, 30]. Einige klinische Studien zu Ganzkieferabformungen vergleichen digitale Abformungen mit einer konventionellen Referenzabformung der Probanden [40, 73, 117]. Der Nachteil dieses Vergleichs ist, dass die konventionelle Referenzabformung fehlerbehaftet oder sogar ungenauer als der Scanner sein kann und letztendlich keine Aussage über die Genauigkeit der digitalen Abformung möglich ist.

In In-vitro Modellversuchen hingegen sind verschiedene Methoden entwickelt worden, um Dimensionsänderungen zu registrieren. Oft werden fixe Referenzpunkte in das Kiefermodell eingebracht und lineare Distanzen zwischen diesen Punkten gemessen. Einige Studien verwenden Metallzylinder oder präparierte Metallzähne als Referenzkörper und ermitteln deren linearen Abstände im Vergleich zum Referenzmodell [74, 88, 107, 122]. In anderen Studien werden Abformpfosten bzw. Scankörper für dentale Implantate als Messkörper in den Modellen befestigt und deren Abstände zueinander gemessen [36-38, 109]. Auch die Winkeländerungen der Implantatpfosten zueinander wurden errechnet [109].

Vogel et al.^[112] klebten vier Referenzkugeln auf ein Kiefermodell. Von diesem Referenzmodell wurden Alginatabformungen angefertigt. Das Referenzmodell, die Alginatabformungen und die entstandenen Gipsmodelle der Alginatabformungen wurden mit einem Laborscanner digitalisiert und mit einer Software wurden Distanzen zwischen konstruierten Mittelpunkten der Kugeln bestimmt. Dieses In-vitro Studienmodell entspricht der Idee der hier vorliegenden klinischen Studie.

Güth et al.^[42] entwickelten eine Messmethode mit einem quer im Urmodell befestigten Metallblöckchen. Die Zahnreihe des Urmodells wurde komplett gescannt und konventionell abgeformt. In den digitalisierten Daten der konventionellen Abformung und den Scandaten konnte eine Längenänderung des Blöckchens und eine Verschiebung der Seitenflächen des Blöckchens in x-, y-, oder z-Richtung registriert werden.

Eine mittlerweile gängige Vorgehensweise, um die Genauigkeit von Ganzkiefermodellen zu ermitteln, ist die dreidimensionale Überlagerung der digitalisierten Modelle von Referenz und Abformung mittels 3D-Analysesoftware. Bei diesem Verfahren werden mit Hilfe der Software die Oberflächen des Referenzdatensatzes und des abgeformten Datensatzes überlagert und die Abweichungen der beiden Flächen zueinander analysiert. Das Verfahren unterscheidet sich grundsätzlich nicht von der bei Einzelzahnmessungen verwendeten Methode. Insbesondere für Untersuchungen intraoraler Scanner bietet sich diese Methode an und findet breite Anwendung^[24-27, 72, 79]. Bei diesen Überlagerungsverfahren werden meist zwei Parameter voneinander unterschieden. Die sog. „Richtigkeit“ (trueness) und „Präzision“ (precision) nach ISO 5725-1, DIN 55350-13. Die Richtigkeit definiert dabei, wie weit der gemessene Wert von der wahren Größe des Objektes abweicht^[23]. Die Präzision ist ein Maß für die Reproduzierbarkeit der Messung, also in wie weit sich mehrere Messungen eines Objektes unterscheiden^[23].

3.6 Übersicht zur Studienlage digitaler Ganzkieferabformungen

Im Folgenden werden die bisher durchgeführten Studien zu digitalen Abformungen kompletter Kiefer chronologisch in tabellarischer Form einmal für In-vitro und einmal für In-vivo Untersuchungen aufgeführt (Tab. 1/Tab. 2). Die Tabellen beinhalten die verwendete Messmethode, sowie die untersuchten Scanner und Abformmaterialien. Wurden mehrere Abformmaterialien verwendet, wurde aus Übersichtsgründen nur das für die Studie relevante Material aufgeführt. Stand der Literaturrecherche: 20.03.2016.

Tab. 1: In vitro Studien zu digitalen Ganzkieferabformungen

Studie	Messmethode	Scanner/Abformmaterial mit Ergebnissen
Ender et al. ^[25] (2011)	Digitale best-fit Überlagerung mit Referenzmodell	<i>Impregum Penta /Gipsmodell:</i> Richtigkeit: $55 \pm 21,8 \mu\text{m}$ Präzision: $61,3 \pm 17,9 \mu\text{m}$ <i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $49 \pm 14,2 \mu\text{m}$ Präzision: $30,9 \pm 7,1 \mu\text{m}$ <i>Lava-COS:</i> Richtigkeit: $40,3 \pm 14,1 \mu\text{m}$ Präzision: $60,1 \pm 31,3 \mu\text{m}$
van der Meer et al. ^[109] (2012)	Lineare Distanzmessung, Winkelmessung	<i>CEREC-AC Bluecam:</i> Distanzänderung: $79,6 \pm 77,1 \mu\text{m}$ und $81,7 \pm 52,5 \mu\text{m}$ Winkeländerung: $0,63^\circ \pm 0,54^\circ$ und $0,43^\circ \pm 0,32^\circ$ <i>iTero:</i> Distanzänderung: $70,5 \pm 56,3 \mu\text{m}$ und $61,1 \pm 53,9 \mu\text{m}$ Winkeländerung: $0,34^\circ \pm 0,33^\circ$ und $0,41^\circ \pm 0,16^\circ$ <i>Lava-COS:</i> Distanzänderung: $14,6 \pm 12,7 \mu\text{m}$ und $23,5 \pm 14,2 \mu\text{m}$ Winkeländerung: $0,20^\circ \pm 0,04^\circ$ und $0,47^\circ \pm 0,14^\circ$
Patzelt et al. ^[79] (2012)	Digitale best-fit Überlagerung mit Referenzmodell	<i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $332,9 \pm 64,8 \mu\text{m}$ Präzision: $99,1 \pm 37,4 \mu\text{m}$

		<p><i>Lava-COS:</i></p> <p>Richtigkeit: $38,0 \pm 14,3 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $37,9 \pm 19,1 \mu\text{m}$</p> <p><i>Zfx IntraScan:</i></p> <p>Richtigkeit: $73,7 \pm 26,6 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $90,2 \pm 26,7 \mu\text{m}$</p> <p><i>iTero:</i></p> <p>Richtigkeit: $49 \pm 13,6 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $40,4 \pm 11,3 \mu\text{m}$</p>
Ender et al. ^[27] (2013)	Digitale best-fit Überlagerung mit Referenzmodell	<p><i>CEREC-AC Bluecam:</i></p> <p>Richtigkeit: $52,5 - 23,3 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $32,4 - 19,5 \mu\text{m}$</p> <p><i>iTero:</i></p> <p>Richtigkeit: $35 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $30,9 \mu\text{m}$</p> <p><i>Lava-COS:</i></p> <p>Richtigkeit: $90,2 - 45,8 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $45,2 - 43,2 \mu\text{m}$</p>
Ender et al. ^[24] (2013)	Digitale best-fit Überlagerung mit Referenzmodell	<p><i>Identium + Gipsmodell:</i></p> <p>Richtigkeit: $20,4 \pm 2,2 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $12,5 \pm 2,5 \mu\text{m}$</p> <p><i>CEREC-AC Bluecam:</i></p> <p>Richtigkeit: $58,6 \pm 15,8 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $32,4 \pm 9,6 \mu\text{m}$</p>
Patzelt et al. ^[80] (2013)	Digitale best-fit Überlagerung mit Referenzmodell	<p>Ergebnisse für den (zahnlosen) Unterkiefer:</p> <p><i>CEREC-AC Bluecam:</i></p> <p>Richtigkeit: $558,4 \pm 616,2 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $698 \pm 585,5 \mu\text{m}$</p> <p><i>iTero (3Shape Dateiformat):</i></p> <p>Richtigkeit: $191,5 \pm 120,6 \mu\text{m}$</p> <p>Präzision: $197,9 \pm 108 \mu\text{m}$</p>

		<i>iTero (Dental Wings Dateiformat):</i> Richtigkeit: $154,7 \pm 67,9 \mu\text{m}$ Präzision: $217,3 \pm 109,2 \mu\text{m}$ <i>Lava-COS:</i> Richtigkeit: $44,1 \pm 5 \mu\text{m}$ Präzision: $21,6 \pm 10,1 \mu\text{m}$ <i>Zfx Intrascan:</i> Richtigkeit: $253,8 \pm 127,1 \mu\text{m}$ Präzision: $319,4 \pm 127,5 \mu\text{m}$
Ender et al. ^[26] (2015)	Digitale best-fit Überlagerung mit Referenzmodell	<i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $29,4 \pm 8,2 \mu\text{m}$ Präzision: $19,5 \pm 3,9 \mu\text{m}$ <i>CEREC-AC Omnicam:</i> Richtigkeit: $37,3 \pm 14,3 \mu\text{m}$ Präzision: $35,5 \pm 11,4 \mu\text{m}$ <i>Lava-COS:</i> Richtigkeit: $44,9 \pm 22,4 \mu\text{m}$ Präzision: $63 \pm 32,8 \mu\text{m}$ <i>iTero:</i> Richtigkeit: $32,4 \pm 7,1 \mu\text{m}$ Präzision: $36,4 \pm 21,6 \mu\text{m}$ 4 verschiedene konventionelle Abformungen: (<i>Impregum, Identium, Identium Scan, Alginat</i>) <i>Impregum Penta + Gipsmodell:</i> Richtigkeit: $60,2 \pm 25 \mu\text{m}$ Präzision: $66,7 \pm 18,5 \mu\text{m}$
Güth et al. ^[42] (2015)	Lineare Distanzmessung, Winkelmessung, dreidimensionaler Versatz eines Messkörpers	<i>Impregum Penta + Gipsmodell:</i> Distanzänderung: $77 \pm 36 \mu\text{m}$ (0,15%) Winkeländerung (gesamt): $1,347^\circ \pm 1,7^\circ$ 3D-Versatz: $68 \mu\text{m}$ (x-Achse), $154 \mu\text{m}$ (y-Achse), $42 \mu\text{m}$ (z-Achse)

		<i>True Definition:</i> Distanzänderung: $89 \pm 48 \mu\text{m}$ (1,8%) Winkeländerung (gesamt): $0,293^\circ \pm 0,126^\circ$ 3D Versatz: $99 \mu\text{m}$ (x-Achse), $185 \mu\text{m}$ (y-Achse), $27 \mu\text{m}$ (z-Achse)
Jeong et al. ^[49] (2016)	Digitale best-fit Überlagerung mit Referenzmodell	<i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $378 \pm 11 \mu\text{m}$ (Quadratisches Mittel) Präzision: $116 \pm 28 \mu\text{m}$ (Quadratisches Mittel) <i>CEREC-AC Omnicam:</i> Richtigkeit: $197 \pm 4 \mu\text{m}$ (Quadratisches Mittel) Präzision: $58 \pm 13 \mu\text{m}$ (Quadratisches Mittel)
Müller et al. ^[72] (2016)	Digitale best-fit Überlagerung mit Referenzmodell	<i>Trios Pod Scanner:</i> Richtigkeit: $17,1 \pm 13,7 \mu\text{m}$ – $26,8 \pm 14,7 \mu\text{m}$ Präzision: $7,9 \pm 5,6 \mu\text{m}$ – $35 \pm 51,1 \mu\text{m}$
Gimenez et al. ^[36] (2016)	Lineare Distanzmessung, Winkelmessung	<i>True Definition:</i> Distanzänderungen/Winkeländerungen: regio-regio 27-25: $5,38 \pm 12,61 \mu\text{m}$ / $0,16 \pm 0,04^\circ$ 27-22: $9,86 \pm 21,62 \mu\text{m}$ / $0,40 \pm 0,15^\circ$ 27-12: $10,05 \pm 18,84 \mu\text{m}$ / $0,43 \pm 0,10^\circ$ 27-15: $-14,07 \pm 33,26 \mu\text{m}$ / $0,09 \pm 0,07^\circ$ 27-17: $-26,97 \pm 50,56 \mu\text{m}$ / $0,12 \pm 0,08^\circ$

In Tab. 2 sind In-vivo Studien zu digitalen Ganzkieferabformungen aufgeführt. An dieser Stelle ist nochmals zu erwähnen, dass keine der in diesen Studien verwendeten Verfahren in der Lage ist die wirkliche Genauigkeit (Richtigkeit) der Scans zu ermitteln. Als Vergleichswerte für die Scans werden konventionelle Abformungen herangezogen, welche selbst Dimensionsänderungen erfahren und daher nicht als Referenz für die reale Situation geeignet sind. Zwei der Studien untersuchen nur die Reproduzierbarkeit von Ganzkieferscans ^[23, 30].

Tab. 2: In vivo Studien zu digitalen Ganzkieferabformungen

Studie	Messmethode	Scanner/Abformmaterial mit Ergebnissen
Wiranto et al. ^[117] (2013)	Lineare Vermessung von Einzelzähnen. Alginatabformung/Gipsmodell als Referenz	<i>Lava-COS:</i> Differenz zu Gipsmodell (minimal-maximal): 70 –240 µm
Naidu et al. ^[73] (2013)	Lineare Vermessung von Einzelzähnen. Alginatabformung/ Gipsmodell als Referenz	<i>iOC-Scanner:</i> Differenz zu Gipsmodell im Mittel: 24 ± 68 µm
Flügge et al. ^[30] (2013)	Digitale best-fit Überlagerung der Modelle des Scanners untereinander	<i>iTero:</i> Präzision: 50 µm
Grünheid et al. ^[40] (2014)	Digitale best-fit Überlagerung mit Alginatabformung/Gipsmodell als Referenz	<i>Lava-COS:</i> Differenz zu Gipsmodell: 170 µm (Unterkieferbreite) 210 µm (Unterkieferlänge)
Ender et al. ^[23] (2015)	Digitale best-fit Überlagerung der Modelle jeweils eines Scanners untereinander	<i>CEREC-AC Bluecam:</i> Präzision: 56,4 ± 15,4 µm <i>CEREC-AC Omnicam:</i> Präzision: 48,6 ± 11,6 µm <i>Lava-COS:</i> Präzision: 82,8 ± 39,3 µm <i>True Defintion:</i> Präzision: 59,7 ± 29,4 µm <i>iTero:</i> Präzision: 68,1 ± 18,9 µm <i>Trios:</i> Präzision: 47,5 ± 21,4 µm <i>Trios Color:</i> Präzision: 42,9 ± 20,4 µm <i>Impregum Penta/Gipsmodell:</i> Präzision: 34,9 ± 8,8 µm

4 Material und Methode

4.1 Studienaufbau

Die vorliegende klinische Studie wurde an 50 Probanden durchgeführt. Drei intraorale Scanner (True Definition, CEREC Omnicam, cara Trios) sollten im Vergleich zur konventionellen Abformung und Modellherstellung auf ihre Fähigkeit untersucht werden, den gesamten Unterkiefer dimensionsgetreu digital zu erfassen. Zu diesem Zweck wurden von den Unterkieferzähnen jedes Probanden drei verschiedene intraorale Scans, sowie eine konventionelle Abformung mit einer Polyetherabformmasse (Impregum Penta Soft) angefertigt, Modelle hergestellt und diese später miteinander verglichen.

Um die gescannten und konventionell erzeugten Unterkiefermodelle zu untersuchen und mit Referenzwerten vergleichen zu können, wurden eindeutige Messstrukturen auf den Zähnen benötigt. Als Messstrukturen dienten Metallkugeln, die vor dem Scannen auf die Zähne der Probanden geklebt wurden. Entscheidend war, die Kugeln stets im gleichen räumlichen Verhältnis zueinander auf den Zähnen zu platzieren. Dies ließ sich mit einer starren Übertragungshilfe (Positionierungsplatte) aus Metall erreichen (Abb. 14), in welcher die Kugeln eindeutig gesichert waren. Diese Übertragungshilfe machte eine reproduzierbar gleiche Platzierung der Kugeln bei jedem Probanden möglich und war gleichzeitig als Referenz für die Kugelpositionen verwendbar. Die Unterkieferzähne wurden dann vollständig mitsamt den aufgeklebten Metallkugeln bei jedem Probanden abgescannt und einmal konventionell abgeformt.



Abb. 14: Positionierungsplatte

Auf diese Weise entstanden durch die drei verschiedenen Scans und die konventionelle Abformung für die 50 Probanden insgesamt 200 Modelle, davon 150 digitale- und 50 Gipsmodelle. Diese Modelle wurden anhand der abgeformten Messkugeln auf den Zähnen später auf verschiedene Arten analysiert. Die Kugeln auf den Gipsmodellen wurden mit einer Koordinatenmessmaschine vermessen und dadurch gleichzeitig digitalisiert. Mit den digitalen Modellen der Scanner und der Gipsmodelle konnten über eine Computersoftware Distanzen und Winkeländerungen zwischen den Kugeln gemessen werden und durch eine dreidimensionalen Überlagerung der Scandaten mit den Referenzdaten, räumliche Abweichungen der Kugelflächen zueinander festgestellt werden. Abb. 15 fasst den Studienaufbau als Skizze nochmals zusammen.

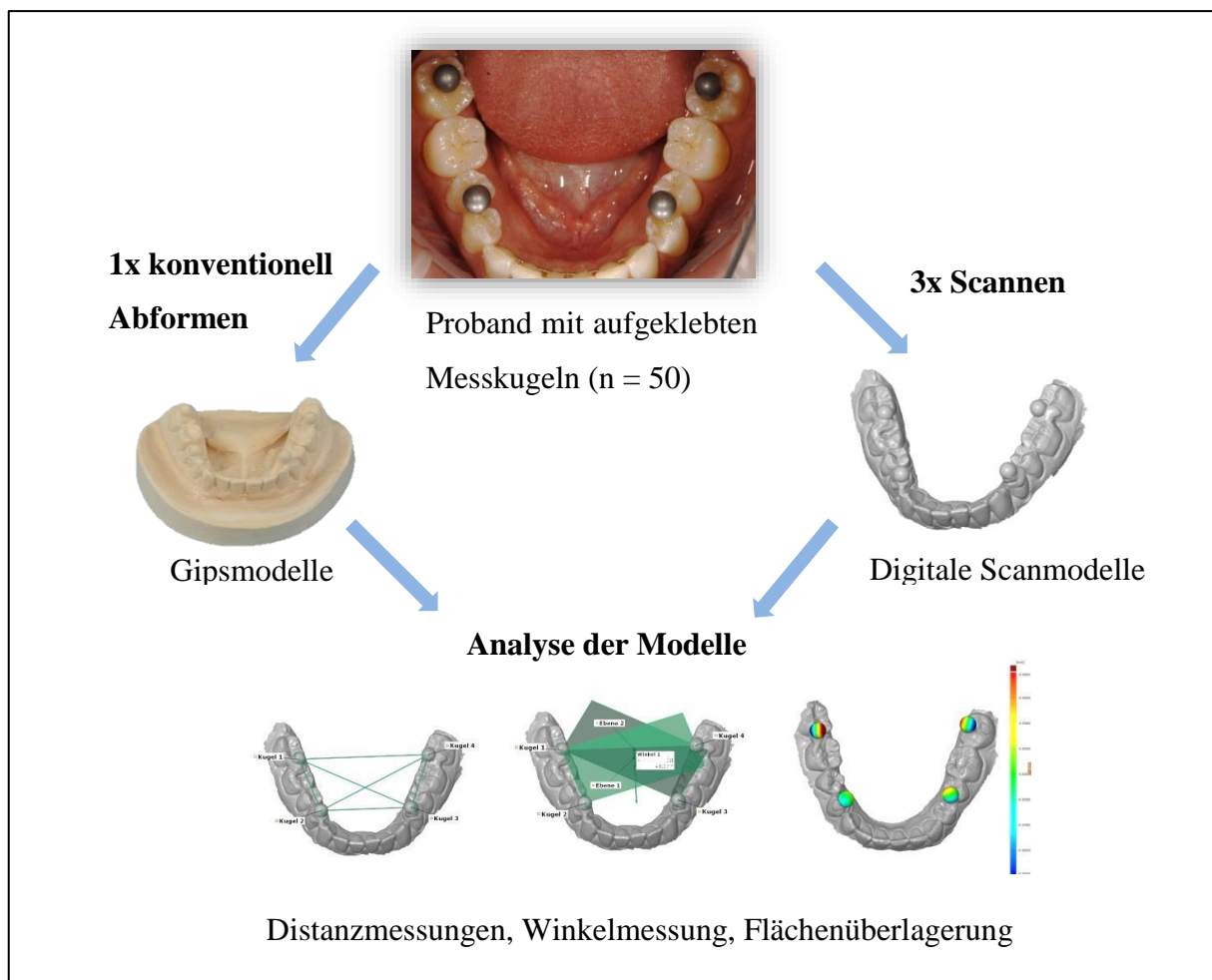


Abb. 15: Studienaufbau

4.2 Rahmenbedingungen

Das Studienvorhaben wurde von der Ethikkommission des Fachbereiches Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen mit einem positiven Votum vom 03.09.2015 (AZ.:163/15) genehmigt und beim deutschen Register klinischer Studien (DRKS-ID: DRKS00009360) registriert. Alle Untersuchungen wurden in der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen durchgeführt. Vor Beginn der Untersuchung fand eine Aufklärung der Studienteilnehmer über den Ablauf und die Details gemäß dem genehmigten Informationsbogen der Ethikkommission statt, welcher vor Teilnahme an der Studie unterschrieben wurde.

4.3 Probanden

Die Probanden rekrutierten sich überwiegend aus den Studierenden des medizinischen Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Justus-Liebig-Universität Gießen. Der Rest setzte sich aus Zahnärzten und verschiedenen Freiwilligen zusammen.

4.3.1 Einschlusskriterien

Die Kriterien für die Studienteilnahme waren eine möglichst vollständige Unterkieferbeziehung sowie eine Zahnbogenform, welche das Applizieren der Messkugeln ermöglichte. Entscheidend waren die Maße der Positionierungsplatte. Konnte die Platte mit den vier Kugeln sicher auf den Zähnen der Probanden platziert werden, wurden die Probanden in die Studie aufgenommen.

4.3.2 Ausschlusskriterien

Eine zu schmale oder zu breite Zahnbogenform und/oder eine nicht ausreichende Beziehung im Unterkiefer, welche ein Aufsetzen der Kugeln auf den Unterkieferzähnen nicht zuließ, führten im Vorfeld zum Studienausschluss.

4.4 Untersuchungsablauf

Trocknen der Zähne

Nach der Aufklärung der Probanden und Überprüfung der Einschlusskriterien erfolgte die Auswahl eines geeigneten Abformlöffels. Danach mussten die Zähne für das Aufkleben der Kugeln vorbereitet werden. Um die Haftung der Kugeln an den Zähnen zu gewährleisten, war es unbedingt notwendig die betreffenden Zähne von Speichel zu befreien und während des Klebens weiterhin trocken zu halten. Zu diesem Zweck wurde eine unter Eigenspannung stehende Vorrichtung zum Abhalten von Wange und Lippe (Optragate, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) in den Mund eingebracht. Sie bestand aus einem elastischen Kunststoffring mit einem weichen Silikonschild, welcher die Lippen und die Wangen aufspannt (Abb. 17) und neben einem trockenen Arbeitsbereich beim Kleben auch für ein besseres Scanergebnis sorgte, da die Lippe und Wangen jetzt nicht mehr im Scanbereich lagen. Sublingual wurden rechts und links Watterollen platziert und hielten so den Speichel aus dem Zungenbereich ab. Die Zähne konnten zuletzt mit dem Luftpüster vollständig getrocknet werden.

Aufkleben der Kugeln

Die vier Messkugeln wurden in die Positionierungsplatte eingesetzt und mit dem unten beschriebenen Befestigungskomposit bedeckt. In der Positionierungsplatte über Magnete gesichert, konnten sie anschließend auf die Unterkieferseitenzähne gesetzt werden. Es erfolgte die Aushärtung des Komposits mit einem Polymerisationsgerät an jeder Kugel für vorerst 20 s, während die Platte mit den Fingern fixiert wurde. Je nach Bedarf konnte zum besseren Halt der Kugeln noch weiterer Komposit an die Zähne oder Kugeln angetragen und erneut ausgehärtet werden. Zuletzt wurde die Positionierungsplatte vorsichtig angehoben und aus dem Mund entfernt. Die Messkugeln verblieben nun, durch das Komposit befestigt, auf den Zähnen des Probanden. Die Zähne mussten für diesen Vorgang weder angeraut noch angeätzt werden. Zuletzt wurden die Watterollen aus dem Mund entfernt. Die Abbildungen 16-18 verdeutlichen noch einmal den Arbeitsablauf.



Abb. 16: Komposit wird auf die Kugeln aufgetragen.



Abb. 17: Aushärtung des Komposites an aufgesetzter Positionierungsplatte



Abb. 18: Aufgeklebte Messkugeln

Scannen

Nun erfolgte das Scannen der gesamten Unterkieferzahnreihe mitsamt den aufgeklebten Messkugeln. Die drei intraoralen Scanner wurden genau nach vorgegebenem Scanpfad nacheinander über die Zahnreihe geführt. Der erste Scan erfolgte mit der CEREC AC Omnicam, gefolgt von dem cara Trios Scanner, da diese Scanner kein Puder benötigten. Anschließend wurden die Zähne und Messkugeln mit dem Lava Sprayer (3M, St. Paul, USA) dünn bepudert und mit dem True Definition Scanner erfasst. Jeder Scan begann im 4. Quadranten und endete im 3. Quadranten. Für den cara Trios Scanner und die Omnicam startete der Scan beim letzten Molaren des 4. Quadranten, beim True Definition Scanner beim 1. Prämolaren des 4. Quadranten gemäß seinem vorgeschriebenen Scanprotokoll. Der Scanvorgang konnte während des Scannens am Bildschirm mitverfolgt und das Modell nach jedem Scan direkt überprüft werden. Bei einem fehlerhaften Scan, wie z.B. nicht erfasster Teilareale der Zähne, konnte dieser durch einfaches Nachscannen korrigiert oder komplett wiederholt werden. Das Modell eines jeden Probanden wurde als einzelnes Projekt auf den Scannern gespeichert.

Abformung

Die Monophasenabformung folgte immer nach dem Scannen. Mit Wasserspray wurde das zuvor aufgetragene Puder von den Kugeln und Zähnen entfernt und abgesaugt, sowie der zuvor ausgewählte und mit Haftlack präparierte Metallabformlöffel mit einer maschinell angerührten Polyetherabformmasse (Impregum Penta Soft) befüllt. Direkt im Anschluss wurden

die Zähne und Kugeln mit dem Luftpüster getrocknet und die Abformung auf der Unterkieferzahnreihe platziert. Ein umspritzen der Zähne musste nicht stattfinden, da kein präparierter Zahn, sondern der gesamte Kiefer abgeformt wurde. Um zu vermeiden, dass die Kugeln sich bei Löffelkontakt von den Zähnen lösen, war es notwendig den Abformlöffel ohne Druck einzubringen, denn schon ein leichtes Kippen der Kugeln in der Abformung hätte ein fehlerhaftes Ergebnis zur Folge gehabt und hätte während der Abformung nicht wahrgenommen werden können. Die vom Hersteller angegebene Abbindezeit von 6 min ab Mischbeginn wurde für jeden Probanden streng eingehalten, um ein vollständiges Erhärten der Abformmasse vor Entnahme aus dem Mund zu gewährleisten. Nachdem die Abformung aus dem Mund entnommen war, wurde sie ca. 15 s unter fließendem Wasser abgespült und für 5 min in ein Desinfektionsbad (MD 520 Abdruck-Desinfektion, Dürr Dental AG, Bietigheim-Bissingen, Deutschland) gelegt. Die desinfizierte Abformung wurde anschließend nochmals für ca. 15 s mit Wasser abgespült und mit einem Luftpüster getrocknet. In den meisten Fällen verließen die Messkugeln samt Komposit in der Abformung und konnten vorsichtig aus dieser entfernt werden. Blieb eine Kugel auf den Zähnen zurück konnte sie zusammen mit dem Komposit durch einfaches Ziehen mit den Fingern oder mit einem Scaler von den Zähnen gelöst werden. Abb. 19 zeigt die fertige Abformung mit erkennbaren Kugelimpressionen.

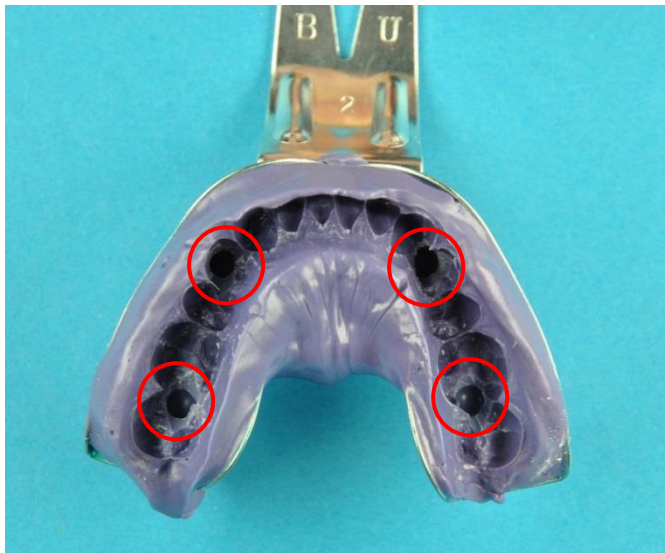


Abb. 19: Abformung (Impregum Penta Soft) mit Kugelimpressionen (rote Kreise).

4.5 Verwendete Materialien und Hilfsmittel

4.5.1 Positionierungsplatte und Messkugeln

Die Positionierungsplatte bestand aus 3 mm starkem V2A-Stahl und hatte die Grundform eines Hufeisens. An ihrer Unterseite befanden sich vier runde Bohrungen für die Aufnahme jeweils einer Metallkugel mit einem Radius von 2,5 mm (Abb. 20). Die Kugeln aus Stahl mit glänzender Oberfläche finden üblicherweise in der röntgenologischen Implantatplanung Anwendung. Um sie für eine bessere Scannerfassung zu mattieren und für die Komposithaftung mehr Retentionsfläche zu erzeugen, wurden sie mit einem Sandstrahlgerät (FK31, ivoclar vivadent GmbH, Ellwangen) mit Al₂O₃-Pulver (Korngröße: 110µm) bestrahlt. Die Kugeln passten ohne Spiel in die Fassungen und ragten zur Hälfte aus dem Metall heraus. Um die Kugeln in den Fassungen zu halten, wurden vier vernickelte Neodym Scheibenmagnete (Haftkraft: 2,85 N, Größe: 5 mm x 1 mm) (Maqna, Otom Group GmbH, Bräunlingen) auf die Rückseite der Positionierungsplatte über die Kugelfassungen geklebt (Abb. 21). Die Abmessung der Positionierungsplatte musste es ermöglichen, die Kugeln bei einem Großteil der Probanden auf den Unterkieferzahnreihen zu platzieren. Durch vorherige Analyse von Unterkiefergipsmodellen aus dem Bestand der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen wurde ein Idealmaß ermittelt. An der Vorderseite der Positionierungsplatte befand sich eine Verlängerung als Griff, um die Platte mit einer Hand festhalten zu können. Tab. 3 enthält die Maße der Positionierungsplatte, die als Vorgabe für deren Konstruktion dienten (Soll) sowie die tatsächlich ermittelten Maße der fertigen Platte (Ist). Die Ist-Werte wurden als Referenzwerte für die spätere Datenauswertung herangezogen. Der Vorgang der Vermessung der Platte wird in Abschnitt 4.7.3 beschrieben.



Abb. 20: Positionierungsplatte mit Metallkugeln



Abb. 21: Rückseite der Platte mit Magneten

Tab. 3: Maße der Positionierungsplatte (Soll und Ist-Werte)

Abstände/Winkel	1_2	1_3	1_4	2_3	2_4	3_4	Winkel (Grad °)
Soll (Vorgabe) (µm)	23.087	44.777	46.000	32.000	44.777	23.087	/
Ist (Referenzmessung)							
Mittelwert ±	23.090±	44.774±	45.999±	32.000±	44.782±	23.087±	0,05±
Standardabweichung (µm)	0,46	2,34	0,75	1,89	2,14	2,4	0,021

4.5.2 Scanner

Die verwendeten Scanner sind nachfolgend in Tab. 4 aufgeführt und wurden bereits in Kapitel 3.4 in der Literaturübersicht beschrieben.

Tab. 4: Verwendete Scanner

Scanner	Softwareversion	Hersteller
True Definition	5.0.2	3M, St. Paul, USA
CEREC Omnicam	4.2.4.72301	Sirona, Wals, Österreich
cara Trios	Trios 2013-1	Heraeus, Hanau, Deutschland

Das Einschalten der Scanner erfolgte mindestens 30 min vor Untersuchungsbeginn, um die Scanköpfe aufzuwärmen und so ein Beschlagen der Optik intraoral zu vermeiden. Alle Scanner wurden gemäß den Herstellerangaben verwendet. Dabei musste für jeden Scanner ein bestimmtes Scanprotokoll eingehalten werden, in welchem der Scanpfad für Ganzkieferscans, der optimale Abstand der Scanköpfe zur Zahnreihe und andere Anwendungshinweise genau festgelegt waren. Nur für den True Definition Scanner war es vor dem Scanvorgang notwendig, die Zähne mit Titandioxidpulver (Lava Powder for Chairside Oral Scanner, 3M, St. Paul, USA) mittels dazugehörigem Puder-Sprayer dünn zu bedecken. Abb. 22 zeigt die Handstücke der verwendeten Scanner nebeneinander.



Abb. 22: Handstücke der verwendeten Scanner.

Von links nach rechts: True Definition, Omnicam, cara Trios.

4.5.3 Polyether-Abformmaterial

Als Abformmaterial diente Impregum Penta Soft (3M Espe, Seefeld, Deutschland), welches bei Zimmertemperatur dunkel gelagert wurde. Hierbei handelt es sich um eine Polyetherabformmasse und wird im Kapitel 3.2.2 der Literaturübersicht beschrieben. Das Anmischen des Materials erfolgte automatisch mit dem Pentamix-Anmischgerät (3M Espe, Seefeld, Deutschland). Die Abformungen wurden in einem konfektionierten Metallabformlöffel (Größe 1-3) (Abb. 23) vorgenommen, welcher mit dem vom Hersteller empfohlenen Polyether-Haftlack (Polyether Adhäsive, 3M Espe, Neuss, Deutschland) dünn bestrichen wurde, um ein Ablösen des Materials aus dem Löffel zu verhindern.



Abb. 23: Konfektionierter Metalllöffel

4.5.4 Sonstige Materialien

Befestigungskomposit

Der Befestigungskomposit war lichthärtender, fließfähiger Komposit (Plurafill flow, Plura-dent, Offenbach, Deutschland). Es handelt sich hierbei um einen Füllungskunststoff mit reduziertem Füllkörperanteil. Die Aushärtung erfolgte mit Hilfe eines LED Polymerisationsgerätes (Elipar Freelight2, 3M ESPE) jeweils für mindestens 20-40 s an jeder Kugel.

Gips

Für die Modellherstellung wurde im Dentalbereich üblicher Typ 4 Superhartgips (Fujirock® EP, GC Europe, Leuven, Belgien) verwendet (Abbindeexpansion nach 2 Stunden < 0,09%, Druckfestigkeit nach einer Stunde 53MPa ^[34]).

4.6 Modellherstellung

4.6.1 Herstellung der Gipsmodelle

Da sich unabhängig vom Material jede Abformung direkt nach der Entnahme aus dem Mund verformt, musste mit der Modellherstellung gewartet werden, bis die elastische Rückstellung des Materials erfolgt war. Die Polyetherabformungen wurden daher frühestens 30 min nach dem Abformen ausgegossen ^[124].

Die Abformungen mussten vor dem Ausgießen mit Gips im Bereich der Kugeln beschnitten werden, um ein Abbrechen der Gipskugeln beim Ablösen der Abformung vom ausgehärteten Gips zu vermeiden. Dafür wurde mit einem Skalpell der Bereich um die Kugeln so ausgeschnitten, dass die in Gips dargestellten Kugeln an ihrem Übergang zum Zahnkranz eine ausreichend stabile Basis hatten.

Anschließend konnten die Abformungen mit Typ 4 Superhartgips (Fujirock® EP, GC Europe, Leuven, Belgien) ausgegossen werden (Abb. 24). Das Anmischen des Gipses erfolgte mit destilliertem Wasser. Das vorgegebene Verhältnis von 100 g Gips auf 20 ml Wasser wurde exakt eingehalten und mit Waage bzw. Messbecher bestimmt. Zuerst wurde der Gips 15 s per Hand mit einem Gipsspatel verrührt und danach mit einem automatischen Vakuumanmischgerät (Multivac® compact, DeguDent, Hanau) 45 s angemischt. Der erzeugte Unterdruck von

80 bis 100 mbar im Vakuummischbecher, sorgte für weniger Lufteinschlüsse im Gips. Auf einem Rüttelgerät (KV- 36, Wassermann, Hamburg) wurden die Abformungen ausgegossen und schließlich gesockelt.

Nach frühestens 40 min wurden die Modelle gemäß den Angaben des Gipsherstellers entformt. Ein Trimmen der Modelle erfolgte nicht, da Trimmen mit Wasser eine Wasseraufnahme und somit eine Volumenveränderung der Modelle zur Folge gehabt hätte. Die Lagerung der Modelle fand in Laborräumen mit kontrollierter Luftfeuchtigkeit von $40\% \pm 10\%$ und Raumtemperatur von $22^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ statt. Die Lagerungszeit bis zum Vermessen der Modelle betrug 5-7 Tage, da in dieser Zeit geringfügige Dimensionsänderungen der Modelle durch Kontraktion des Gipses auftreten können. Nach 5-7 Tagen lassen sich in der Regel keine Dimensionsänderungen des Gipses mehr nachweisen ^[31].

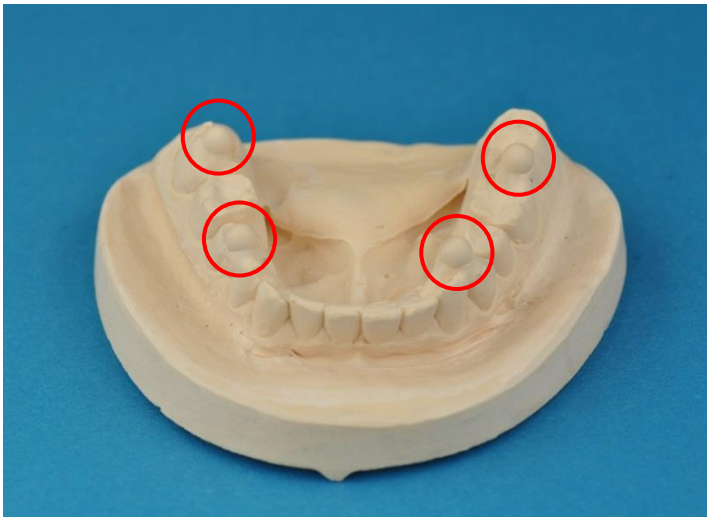


Abb. 24: Fertiges Gipsmodell mit abgeformten Kugeln (rote Kreise).

4.6.2 Übertragen der digitalen Modelle

Die Scandaten mussten nach dem Scanvorgang von den Scannern auf einen Arbeitscomputer übertragen werden. Bei der Omnicam war das über einen USB-Anschluss möglich, beim True Definition und cara Trios musste die Übertragung online über eine vom Hersteller bereitgestellte Plattform erfolgen. Der True Definition und der cara Trios Scanner lieferten die Scandaten im bereits beschriebenen STL-Dateiformat. Dieses Format war für den Import in die Analysesoftware von Vorteil. Die Scandaten der Omnicam wurden im CEREC-spezifischen CDT-Format ausgegeben und mussten nach der Übertragung mit einer speziellen Software (Crossmanager V2015.1.7) in das STL-Format umgewandelt werden.

4.7 Analyse der Modelle

4.7.1 Koordinatenmessgerät

Die Positionierungsplatte und die Gipsmodelle wurden mit dem Koordinatenmessgerät *RAPID* (Thome Präzision GmbH, Messel, Deutschland) vermessen (Abb. 25). Koordinatenmessgeräte sind 3D-Messmaschinen, welche durch mechanisches Abtasten Objekte dreidimensional digital erfassen können. In der Regel sind sie aus vier Komponenten aufgebaut: Einer beweglichen Maschineneinheit, einem Messtaster, sowie einem Rechnersystem und einer Messsoftware ^[48]. Sie funktionieren über eine CNC-Steuerung (Computerized Numerical Control), was bedeutet, dass sie elektronisch über ein Rechnersystem gesteuert werden. Der Messtaster tastet das zu vermessende Objekt punktuell ab und jede Berührung wird registriert. Die Position des Messtasters bei jedem Kontakt wird in einem kartesischen Koordinatensystem mit x-, y- und z-Koordinate gespeichert. So entsteht eine Punktwolke aus den Berührungspunkten mit dem Messobjekt, über welche das dreidimensionale Modell errechnet werden kann. Koordinatenmessmaschinen liefern sehr genaue Messergebnisse und finden bei der Vermessung von dentalen Gipsmodellen bereits Anwendung ^[48, 81]. Die Messpunkte lassen sich entweder manuell über eine Joystick-Bedienung oder automatisch durch vorher einprogrammierte Koordinatenpunkte anfahren.

Die hier verwendete Koordinatenmessmaschine *RAPID* bestand aus einem Messtisch aus Granit, welcher auf einem Untergestell mit passiver Schwingungsdämpfung für eine störungsfreie Messung gelagert war. Auf dem Tisch befanden sich drei luftgelagerte Führungsbahnen für die Bewegung in alle drei Raumrichtungen. Der Messtaster von *Renishaw* (SP25M) bestand aus einem Tasterschaft aus Hartmetall mit einer Rubintastkugel im Durchmesser von 1 mm (Abb. 26). Das Auflösungsvermögen der 3D-Messmaschine Rapid ist mit 0,5 μm angegeben. Die Messunsicherheit bzw. Antastabweichung für Längenmessungen liegt bei 2,2 μm für eine Strecke von 350 μm . Die volumetrische Antastabweichung beträgt 2,5 μm (Formfehler bei Messung einer Kugel an 25 Messpunkten) ^[106]. Die Mess- und Steuerungssoftware für die Koordinatenmessmaschine war die Software Metrolog XG, Version 13.006 (Metrologic Group, Meylan, Frankreich).



Abb. 25: Thome Rapid Koordinatenmessmaschine



Abb. 26: Messtaster mit Rubinkugel am Schaftende

4.7.2 Vermessungsgrundlagen und Definitionen

Die Kugeln auf den Gipsmodellen und in den 3D-Datensätzen bildeten die Grundlage der Vermessung der Modelle. Da sich die Messkugeln reproduzierbar auf die Zähne der Probanden kleben ließen, konnten bei jedem Modell die gleichen Vermessungen stattfinden. Alle Modelle wurden durch drei verschiedene Messungen analysiert.

Zum einen wurden Distanzen zwischen den Kugeln gemessen und mit Hilfe einer Computersoftware (GOM Inspect-Software V 7.5, Braunschweig, Deutschland) virtuelle Ebenen zwischen den Kugeln erzeugt. Der Winkel zwischen diesen Ebenen konnte gemessen werden. Zum anderen wurden mit derselben Software die dreidimensionalen Datensätze der Referenzkugeln mit denen der Probandenmodelle überlagert und die Gesamtabweichungen der überlagerten Kugelflächen zueinander berechnet.

Die Distanzmessungen und Winkelberechnungen erfolgten bei den Gipsmodellen mit der Metrolog XG Software V 13.006 (Metrologic Group, Meylan, Frankreich) und bei den gescannten Modellen mit der GOM Inspect-Software V 7.5 (Braunschweig, Deutschland). Für die Flächenvergleiche aller Modelle fand alleine die GOM Inspect-Software Verwendung. Die GOM-Inspect Software ist eine 3D-Inspektionssoftware für die Form- und Maßanalyse von 3D-Punktwolken.

Für die angewandten Analyseverfahren war das „Erkennen“ der Kugelformen auf den Modellen ein elementarer Schritt. Sowohl die GOM-Inspect-Software als auch die Metrolog XG Software der Koordinatenmessmaschine mussten über die gescannten oder abgetasteten Kugeln eine ideale Kugel konstruieren können. Das dabei angewendete Rechenverfahren war der best-fit Algorithmus nach Gauß. Dieser berechnet zu einer Punktwolke eine Kurve oder Form, welche möglichst nah an den Datenpunkten verläuft.

Die Kugeln in der Positionierungsplatte wurden für die Referenzmessung herangezogen und in folgender Reihenfolge in Bezug zur aufgeklebten Position auf der Zahnreihe nummeriert (Abb. 27):

- Kugel 1: Position im Molarenbereich des 4. Quadranten
- Kugel 2: Position im Prämolarenbereich des 4. Quadranten
- Kugel 3: Position im Prämolarenbereich im 3. Quadranten
- Kugel 4: Position im Molarenbereich im 3. Quadranten

Diese Nummerierung entsprach auch der Richtung des Scannens beginnend im 4. Quadranten zum 3. Quadranten, d.h. dem Verlauf des Unterkieferbogens von rechts nach links folgend.

Zwischen den Kugeln, genauer den Kugelmittelpunkten, ließen sich die linearen Distanzen der Kugeln zueinander messen. Die Kugelmittelpunkte wurden durch die entsprechende Software errechnet. Zwischen den vier Kugeln konnten somit sechs Abstände gemessen werden (Abb. 27):

- Abstand 1_2: Distanz der Kugelmittelpunkte von Kugel 1 zu Kugel 2
- Abstand 1_3: Distanz der Kugelmittelpunkte von Kugel 1 zu Kugel 3
- Abstand 1_4: Distanz der Kugelmittelpunkte von Kugel 1 zu Kugel 4
- Abstand 2_3: Distanz der Kugelmittelpunkte von Kugel 2 zu Kugel 3
- Abstand 2_4: Distanz der Kugelmittelpunkte von Kugel 2 zu Kugel 4
- Abstand 3_4: Distanz der Kugelmittelpunkte von Kugel 3 zu Kugel 4

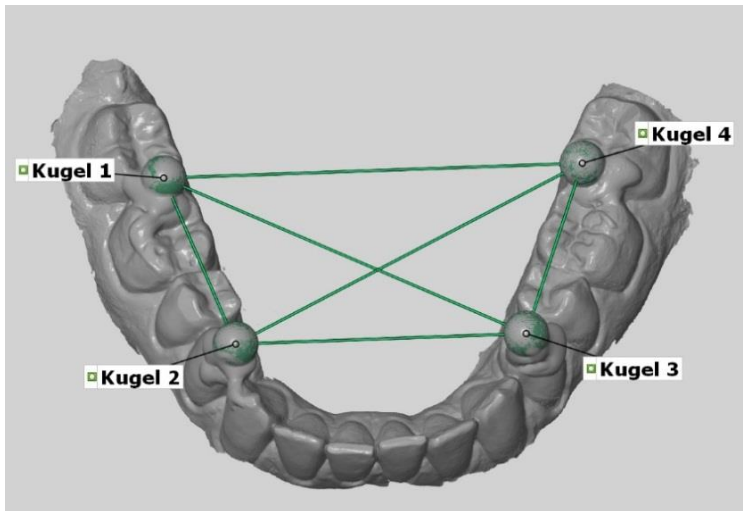


Abb. 27: Digitales Modell mit nummerierten Kugeln und eingezeichneten Distanzen.

Die Abstände 2_3 und 1_4 lagen quer zum Unterkiefer. Abstand 1_4 stellte die längste Distanz zwischen den Molaren dar, gefolgt von den Abständen 1_3 und 2_4 in der Diagonalen. Die Abstände 1_2 und 3_4 lagen jeweils innerhalb eines Quadranten und ergaben die kürzesten Distanzen.

Eine weitere Möglichkeit, Lageveränderungen der vier Kugeln zu registrieren, war eine Winkelmessung zwischen virtuell erzeugten Ebenen zwischen den Kugeln. Um eine Ebene im dreidimensionalen Raum zu definieren, wurden mindestens drei Punkte benötigt. Diese Punkte stellten jeweils drei Kugelmittelpunkte dar. Da vier Kugeln vorhanden waren, konnten zwei verschiedene Ebenen konstruiert werden. Sie wurden wie folgt definiert (Abb. 28):

- Ebene 1: Konstruiert durch die Kugelmittelpunkte von Kugel 1, 2, 4.
- Ebene 2: Konstruiert durch die Kugelmittelpunkte von Kugel 1, 3, 4.

Zwischen den „Normalen“ der Ebenen wurde nun der Winkel berechnet. Der Normalenvektor einer Ebene ist ein Vektor, der orthogonal auf dieser Ebene steht. Die „Normale“ ist eine Gerade, die diesen Normalenvektor als Richtungsvektor aufweist. Aufgrund dessen, dass in zwei Ebenen alle vier Kugeln enthalten waren, konnte auf die mögliche Erzeugung weiterer Ebenen verzichtet werden.

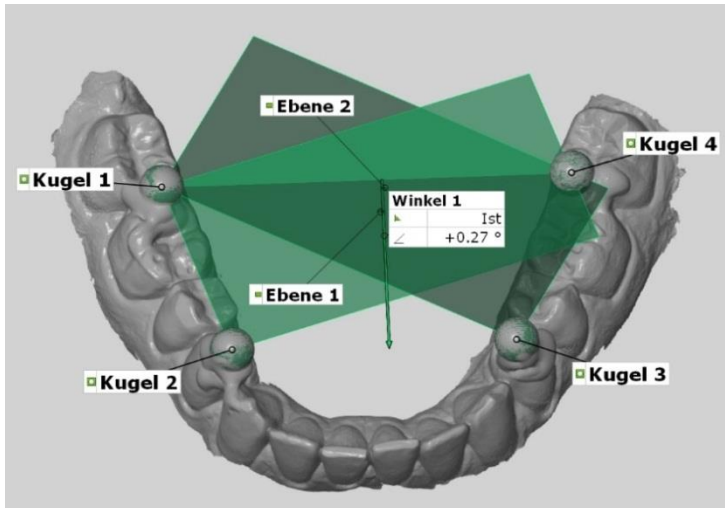


Abb. 28: Konstruierte Ebenen und Winkel in der GOM-Inspect-Software

4.7.3 Vermessung der Positionierungsplatte als Referenz

Die Referenzmessung erfolgte mit der Koordinatenmessmaschine an der Positionierungsplatte. Die Positionierungsplatte wurde hierfür mit eingesetzten Metallkugeln auf dem Messtisch in einer reproduzierbaren Position fixiert und die Maschine so programmiert, dass sie jede der vier Kugeln an jeweils 25 Messpunkten abtastete. Im Vorfeld mussten die Tastpunkte dafür manuell angefahren und gespeichert werden. Nach jedem Durchlauf wurde die Positionierungsplatte vom Messtisch entfernt, die Kugeln aus der Fassung genommen und jede Kugel in eine andere Fassung eingebracht. Dann kam die Metallplatte wieder an die vorherige Position auf dem Messtisch zurück und es erfolgte die nächste Referenzmessung. Geringfügige Formunregelmäßigkeiten in den Kugeln oder den Fassungen lassen beim erneuten Einsetzen eine minimale Positionsänderung der Kugeln erwarten. Da die Kugeln bei jedem Probanden nicht immer in exakt derselben Position in die Fassungen gebracht werden konnten, sollten geringfügige Messfehler durch dieses Umsetzen während der Referenzmessung gemittelt werden. Insgesamt erfolgten 10 Referenzmessungen auf diese Weise. In der Metrolog XG Software wurden die bereits beschriebenen Distanzen und der Winkel der Ebenennormalen nach jedem Durchlauf gemessen und zuletzt die Mittelwerte bestimmt, welche als Referenzwerte bei der späteren Datenauswertung dienten. Für die Flächenvergleiche wurde ein dreidimensionales Modell der vier Kugeln im IGS-Format (Initial Graphics Exchange Specification) gespeichert, welches später in die GOM-Inspect Software importiert werden konnte. Die Werte der gemessenen Distanzen zwischen den Kugeln sowie des Winkels sind in Tab. 3 in Abschnitt 4.5.1 aufgeführt.

4.7.4 Vermessen der Gipsmodelle

Die Gipsmodelle wurden ebenfalls mit dem Koordinatenmessgerät *RAPID* vermessen und auf dem Messtisch der Koordinatenmessmaschine befestigt. Die in Gips dargestellten Kugeln mussten im Gegensatz zu der Referenzmessung aber manuell angefahren werden, da jedes Modell eine andere Form aufwies und die Kugeln der Modelle von unterschiedlich viel Komposit bedeckt waren. Jede Gipskugel eines Modells wurde an acht möglichst weit auseinanderliegenden Punkten abgetastet. Das Messen der Distanzen und des Winkels erfolgte entsprechend den Referenzmessungen mit der Metrolog XG Software. Das digitale 3D-Modell der vier Kugeln jedes Probanden wurde ebenfalls im IGS-Format gespeichert, um einen Flächenvergleich durchführen zu können. Der Flächenvergleich der digitalisierten Kugeln der Gipsmodelle erfolgte analog zu dem der Scandaten mit der GOM-Inspect Software und wird im folgenden Abschnitt erläutert.

4.7.5 Vermessen der digitalen Modelle

Die Analyse der digitalen Modelle wurde mit der GOM-Inspect Software durchgeführt. Zuerst erfolgte die Messung der Kugeldistanzen und des Winkels.

Die digitalen Modelle der unterschiedlichen Scanner wurden nacheinander im STL-Dateiformat in die GOM-Inspect Software importiert und dort vermessen. Mit Hilfe des Gauß best-fit Algorithmus konnten die Kugeln auf den Modellen isoliert betrachtet werden. Die entsprechende Kugel wurde dazu auf dem Modell mit dem Cursor markiert und die Software konstruierte eine ideale Kugel über die Punktwolke der gescannten Kugel. Zwischen den errechneten Kugelmittelpunkten der vier Kugeln wurden jeweils die Abstände gemessen. Anschließend wurden die beschriebenen Ebenen zwischen den Kugeln konstruiert und der Winkel zwischen den Normalen gemessen. Die Speicherung der Messergebnisse erfolgte in tabellarischer Form am Computer. Diese Messergebnisse wurden anschließend von den Referenzwerten subtrahiert, um die tatsächliche Veränderung zur Referenz zu ermitteln.

Zuletzt erfolgte die Auswertung über einen Flächenvergleich des Referenzdatensatzes zu den Scandaten (bzw. den digitalisierten Kugeln der Gipsmodelle). Der IGS-Referenzdatensatz der Kugeln der Positionierungsplatte wurde als CAD-Datensatz in die GOM-Inspect Software geladen. Zusätzlich wurde das zu analysierende Modell in das geöffnete Projekt importiert, es wurde als Ist-Datei bezeichnet. Zunächst musste eine initiale Vorausrichtung der beiden Da-

tensätze erfolgen, dabei wurden die vier Kugeln des CAD-Datensatzes mit Hilfe einer manuellen Zuordnung möglichst passend mit den Kugeln der Ist-Daten überlagert. Die Hauptausrichtung präzisierte die Überlagerung durch ein best-fit-Verfahren. Der maximale Abstand für die Zuordnung von übereinstimmenden Punkten der Hauptausrichtung wurde auf 10 µm festgelegt. Dies bedeutete, dass die Software in einem Suchradius von 10 µm nach korrespondierenden Punkten suchte.

Nach dieser möglichst genauen Überlagerung der Scandaten folgte der Vergleich der Oberflächen der Kugeln, um die Abweichungen des jeweiligen Abformverfahrens zum Referenzdatensatz zu erhalten. Die zu vergleichenden Flächen wurden in der Software markiert und die Funktion „Flächenvergleich“ der CAD-Datei zur Ist-Datei wurde ausgeführt. Die Software berechnete von jedem Polygonpunkt auf den Ist-Daten den senkrechten Abstand zu den CAD-Daten. Die Abweichungen stellten sich dann als Farbplot auf den Ist-Daten dar. Das Spektrum der Farben reichte von blau über grün bis rot. Eine blaue Färbung bedeutete, dass die gemessene Oberfläche unterhalb der CAD-Fläche, also der Scandatenatz unterhalb des Referenzdatensatzes lag. Grün zeigte Flächen ohne oder mit geringer Abweichung an, eine rote Färbung visualisierte Bereiche die oberhalb der CAD-Fläche lagen. Abb. 29 und Abb. 30 zeigen die Überlagerungen und den Flächenvergleich in der GOM-Inspect Software. Die Ergebnisse des Flächenvergleichs konnten auch als Zahlenwerte ausgegeben werden. Es wurden die mittlere Abweichungen im negativen und positiven Bereich sowie die maximale Abweichung für negative und positive Abweichungen der Flächen zueinander berechnet. Diese Werte wurden tabellarisch gespeichert und das Arbeitsprojekt für jeden Flächenvergleich als Einzeldatei gesichert. Im Ergebnisteil werden die Abweichungen exemplarisch entsprechend farbig dargestellt bzw. tabellarisch und graphisch in Zahlenwerten ausgewiesen.



Abb. 29. Überlagerte Datensätze.

Blau: Referenzdaten, Grau: der gescannte Kiefer



Abb. 30: Flächenvergleich der überlagerten Kugeln im Farbplot.

4.8 Validierung der Klebgenauigkeit

Durch Vorversuche wurde die Genauigkeit beim Aufkleben der Kugeln ermittelt. Die Kugeln wurden mit Hilfe der Positionierungsplatte mit dem in der Studie verwendeten Komposit auf eine Metallplatte geklebt und anschließend mit der Koordinatenmessmaschine vermessen. Die Kugelabstände wurden bestimmt und die Kugeln anschließend wieder von der Metallplatte entfernt (Tab. 5). Dieser Vorgang wiederholte sich zehnmal. Der Mittelwert der Abweichungen zur Referenz war beim Abstand 1_4 am größten und lag bei 15 μm , bei den anderen Abständen lagen die Abweichungen unter diesem Wert. Änderungen bis 15 μm lassen sich also mit dem hier entwickelten Verfahren nachweisen. Abstandsänderungen kleiner 15 μm (zumindest bei Abstand 1_4) können mit dem vorgestellten Verfahren nicht sicher als Abformungs- oder Scanfehler interpretiert werden, sondern auch der Ungenauigkeit beim Kleben der Kugeln zuzuschreiben sein.

Tab. 5: Messwerte der Vorversuche (Klebgenauigkeit)

Abstand	1_2	1_3	1_4	2_3	2_4	3_4
Mittelwert \pm Standardabweichung (μm)	6 ± 6	8 ± 8	15 ± 4	9 ± 8	8 ± 5	11 ± 6

4.9 Statistische Analyse

Die Statistik wurde mit der Software SPSS 22.0.0.0 erstellt. Eine statistische Beratung erfolgte durch Herrn Dr. Johannes Herrmann.

Die gemessenen Abstände und Winkel aller Modelle wurden von den entsprechenden Referenzwerten abgezogen, um die tatsächlichen Abweichungen des jeweiligen Abformverfahrens zu bestimmen. Die Beträge der Abweichungen von Winkeln und Abständen sowie der Flächenabweichungen wurden statistisch ausgewertet.

Es wurde getestet, ob die Abstands-, Winkel-, und Flächenmessungen jeweils im Mittel signifikant unterschiedliche Beträge in ihren Abweichungen zur Referenz aufwiesen. Da die Daten der Abstände, Winkel und Flächenüberlagerungen jeweils an den gleichen Probanden erhoben wurden, waren die Daten potentiell nicht als statistisch voneinander unabhängig einzuschätzen. Aus diesem Grund wurden paarweise Tests für verbundene Stichproben angewandt. Grundsätzlich kam für die Daten der t-Test für verbundene Stichproben zum Einsatz. Dabei wurde die Differenzvariable zwischen beiden Variablen gegen Null getestet. Diese Differenzvariable wurde auf Ausreißer und andere deutliche Abweichungen von einer Normalverteilung geprüft (Kolmogorov-Smirnov-Test, Shapiro-Wilk-Test). Wo die Testvoraussetzungen auf Grund von Ausreißern erheblich verletzt waren, wurde der Vorzeichentest als robustes Testverfahren gerechnet.

Das Signifikanzniveau (Irrtumswahrscheinlichkeit) wurde auf 5 % ($p < 0,05$) festgelegt. Testergebnisse mit Werten größer 5 % wurden als nicht signifikant (n.s.) angesehen.

Zur besseren Übersicht wurden Boxplot Diagramme für die jeweiligen Ergebnisse erstellt.

5 Ergebnisse

Es wurden insgesamt 200 Modelle von 50 Probanden ausgewertet. Die Ergebnisse der konventionellen Abformmethode mit Impregum Penta Soft und anschließender Modellherstellung werden immer gefolgt von den Ergebnissen der digitalen Abformungen aufgelistet. Da die Werte der Omnicam meist um ein Vielfaches höher lagen als die der anderen Abformverfahren, sind die Unterschiede der restlichen Scanner bzw. der Abformung in den Diagrammen nicht immer gut zu differenzieren. Es sind daher die Mittelwerte (arithmetisches Mittel) und Standardabweichungen für alle Werte, sowie die prozentuale Abweichung der Strecken zu den entsprechenden Referenzstrecken zusätzlich tabellarisch dargestellt. Die Ergebnisse der statistischen Analyse sind ebenfalls tabellarisch aufgelistet. Dabei steht ein p -Wert $< 0,05$ für einen signifikanten Unterschied, nicht signifikante Unterschiede (n.s.) sind mit dem dazugehörigen p -Wert angegeben.

5.1 Abstands- und Winkelmessungen

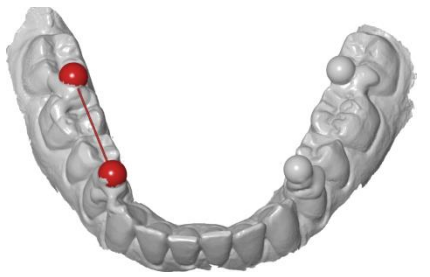
Bei den Abständen wurde mit den Beträgen der Werte gerechnet. Zunächst werden die Ergebnisse für die sechs verschiedenen Abstände beschrieben, sowie die Summe aller Abstände als Übersicht. Danach folgt die Darstellung der Ergebnisse der Winkelmessung.

5.1.1 Abstand 1_2 (Distanz Kugel 1 – Kugel 2)

Die Abweichungen für den Abstand 1_2 wiesen für alle Scanner/Abformungen signifikante Unterschiede auf ($p < 0,05$) (Tab. 6 und Tab. 7) (Abb. 31). Die konventionelle Abformung mit Modellherstellung zeigte bei dieser Abstandsmessung die niedrigste Abweichung zur Referenz. Es folgten der True Definition Scanner, der cara Trios und zuletzt die Omnicam. Auffällig ist die kleine Standardabweichung der Omnicam trotz des hohen Mittelwertes im Vergleich zu den anderen Scannern. Sie liegt noch unter der Standardabweichung des cara Trios Scanners.

Tab. 6: Abweichungen Abstand 1_2

Abformmethode	Mittelwert \pm Standardabweichung (μm)	Prozentuale Abweichung (%)
Konventionell	19 ± 13	$0,09 \pm 0,06$
True Definition	30 ± 16	$0,13 \pm 0,07$
cara Trios	49 ± 26	$0,21 \pm 0,11$
Omnica	386 ± 22	$1,67 \pm 0,1$



Tab. 7: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 1_2

Konventionell \leftrightarrow Truedef	Konventionell \leftrightarrow cara	Konventionell \leftrightarrow Omnica	Truedef \leftrightarrow cara	Truedef \leftrightarrow Omnica	cara \leftrightarrow Omnica
$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$

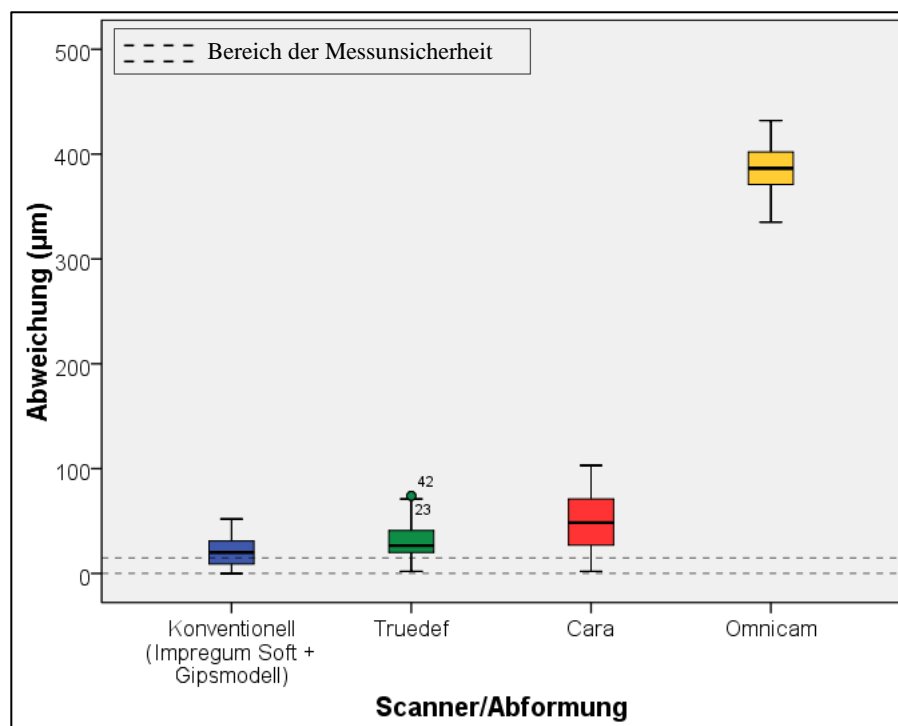


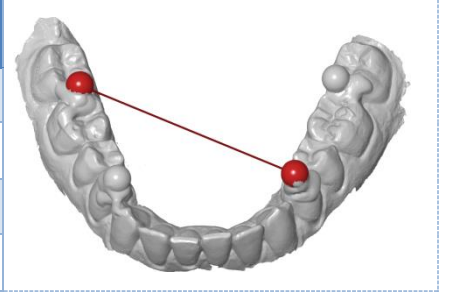
Abb. 31: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 1_2

5.1.2 Abstand 1_3 (Distanz Kugel 1 – Kugel 3)

Die Abweichungen für Abstand 1_3 wiesen ebenfalls zwischen allen Systemen signifikante Unterschiede auf ($p < 0,05$). Auch hier zeigte die konventionelle Methode die geringsten Abweichungen gefolgt von True Definition, cara Trios und Omnicam mit der höchsten Abweichung (Tab. 8 und Tab. 9) (Abb. 32).

Tab. 8: Abweichungen Abstand 1_3

Abformmethode	Mittelwert \pm Standardabweichung (μm)	Prozentuale Abweichung (%)
Konventionell	22 ± 17	$0,05 \pm 0,04$
True Definition	47 ± 38	$0,11 \pm 0,09$
cara Trios	68 ± 42	$0,15 \pm 0,1$
Omnicam	798 ± 132	$1,78 \pm 0,3$



Tab. 9: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 1_3

Konventionell \leftrightarrow Truedef	Konventionell \leftrightarrow cara	Konventionell \leftrightarrow Omnicam	Truedef \leftrightarrow cara	Truedef \leftrightarrow Omnicam	cara \leftrightarrow Omnicam
$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$

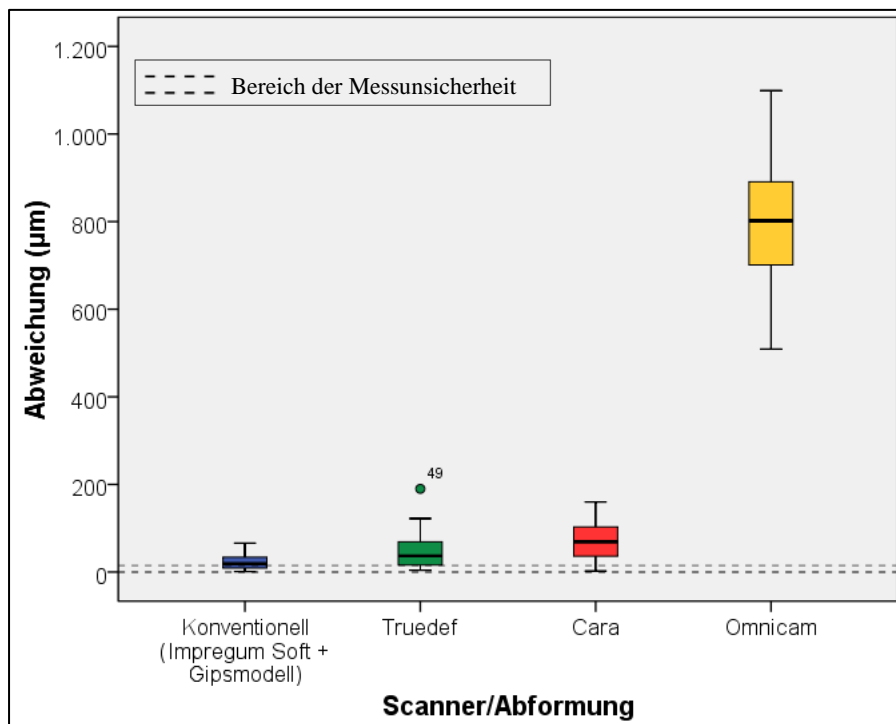


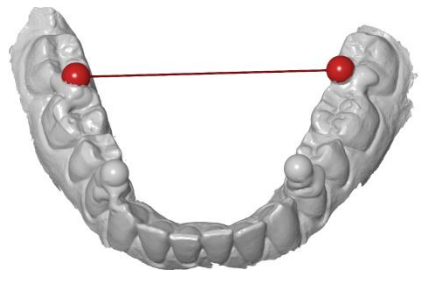
Abb. 32: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 1_3

5.1.3 Abstand 1_4 (Distanz Kugel 1 – Kugel 4)

Zwischen den Abweichungen der Scanner True Definition und cara Trios konnte für den Abstand 1_4 kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p = 0,474$). Alle anderen Scanner/Abformmethoden unterschieden sich signifikant ($p < 0,05$). Die niedrigsten Werte zeigte erneut die Impregum Abformung mit Gipsmodell, die höchsten Abweichungen die Omnicam (Tab. 10 und Tab. 11) (Abb. 33).

Tab. 10: Abweichungen Abstand 1_4

Abformmethode	Mittelwert \pm Standardabweichung (μm)	Prozentuale Abweichung (%)
Konventionell	43 ± 30	$0,09 \pm 0,07$
True Definition	86 ± 73	$0,19 \pm 0,16$
cara Trios	97 ± 77	$0,21 \pm 0,17$
Omnicam	828 ± 265	$1,8 \pm 0,58$



Tab. 11: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 1_4

Konventionell \leftrightarrow Truedef	Konventionell \leftrightarrow cara	Konventionell \leftrightarrow Omnicam	Truedef \leftrightarrow cara	Truedef \leftrightarrow Omnicam	cara \leftrightarrow Omnicam
$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s. ($p=0,474$)	$p < 0,05$	$p < 0,05$

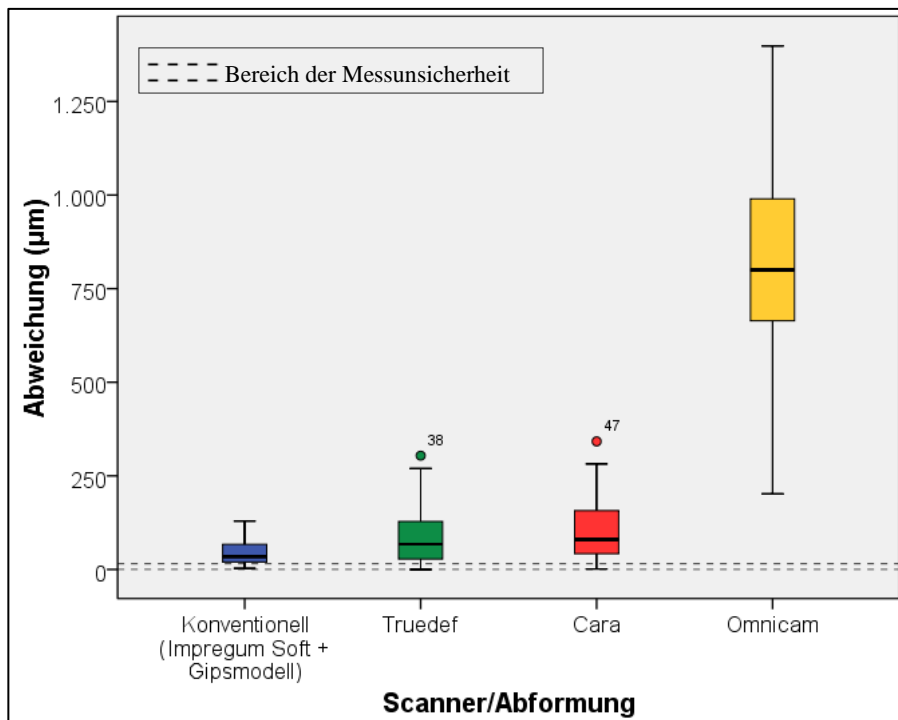


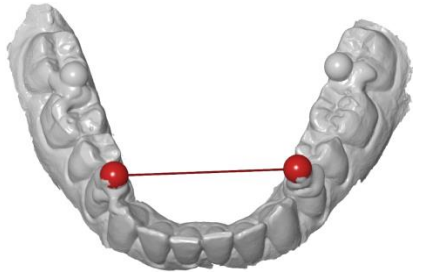
Abb. 33: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 1_4

5.1.4 Abstand 2_3 (Distanz Kugel 2 – Kugel 3)

Der paarweise Vergleich der Scanner True Definition und cara Trios zeigte beim Abstand 2_3 keine signifikanten Unterschiede zwischen den Systemen ($p = 0,772$). Alle anderen Vergleiche ergaben signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Scannern/Abformungen ($p < 0,05$). Die konventionelle Methode lieferte die niedrigsten Abweichungen, gefolgt von True Definition, cara Trios und Omnicam (Tab. 12 und Tab. 13) (Abb. 34).

Tab. 12: Abweichungen Abstand 2_3

Abformmethode	Mittelwert \pm Standardabweichung (μm)	Prozentuale Abweichung (%)
Konventionell	17 ± 12	$0,05 \pm 0,04$
True Definition	30 ± 20	$0,09 \pm 0,06$
cara Trios	31 ± 21	$0,1 \pm 0,07$
Omnicam	528 ± 75	$1,65 \pm 0,24$



Tab. 13: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 2_3

Konventionell \leftrightarrow Truedef	Konventionell \leftrightarrow cara	Konventionell \leftrightarrow Omnicam	Truedef \leftrightarrow cara	Truedef \leftrightarrow Omnicam	cara \leftrightarrow Omnicam
$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s. ($p=0,772$)	$p < 0,05$	$p < 0,05$

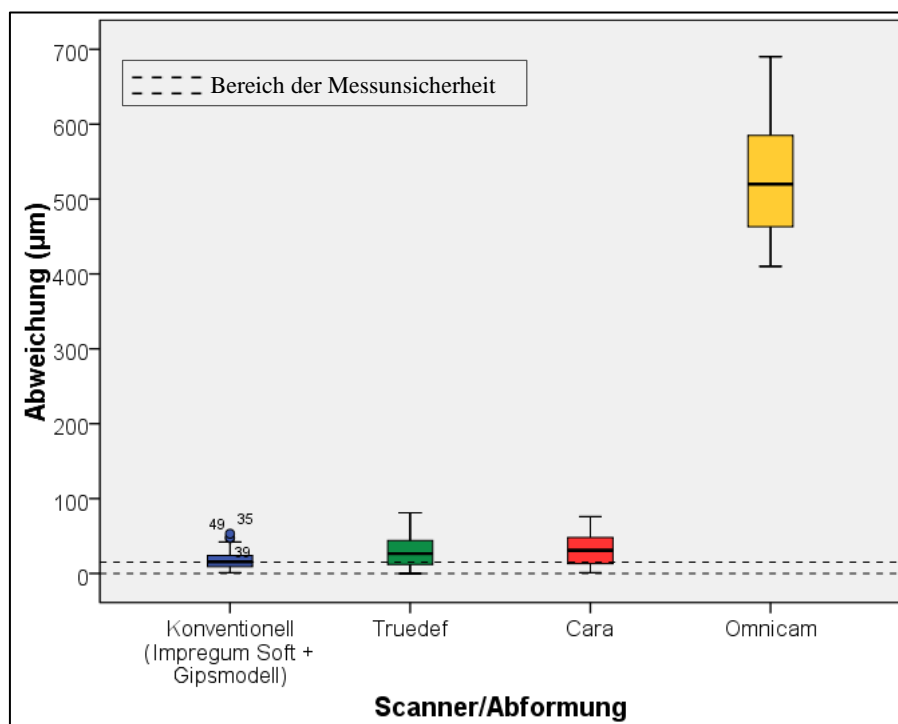


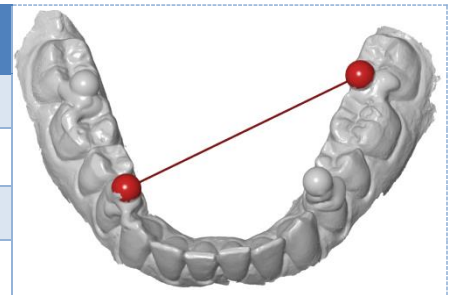
Abb. 34: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 2_3

5.1.5 Abstand 2_4 (Distanz Kugel 2 – Kugel 4)

Bei den Abweichungen für den Abstand 2_4 unterschieden sich erneut die Scanner True Definition und cara Trios nicht signifikant ($p = 0,066$). Alle anderen Abformmethoden ergaben im Vergleich signifikant unterschiedliche Ergebnisse ($p < 0,05$). Die konventionelle Methode lieferte abermals die niedrigsten Abweichungen und die Omnicam die höchsten (Tab. 14 und Tab. 15) (Abb. 35).

Tab. 14: Abweichungen Abstand 2_4

Abformmethode	Mittelwert \pm Standardabweichung (μm)	Prozentuale Abweichung (%)
Konventionell	26 ± 18	$0,06 \pm 0,04$
True Definition	45 ± 34	$0,1 \pm 0,08$
cara Trios	58 ± 49	$0,13 \pm 0,11$
Omnicam	731 ± 160	$1,63 \pm 0,36$



Tab. 15: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 2_4

Konventionell \leftrightarrow Truedef	Konventionell \leftrightarrow cara	Konventionell \leftrightarrow Omnicam	Truedef \leftrightarrow cara	Truedef \leftrightarrow Omnicam	cara \leftrightarrow Omnicam
$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s. ($p=0,066$)	$p < 0,05$	$p < 0,05$

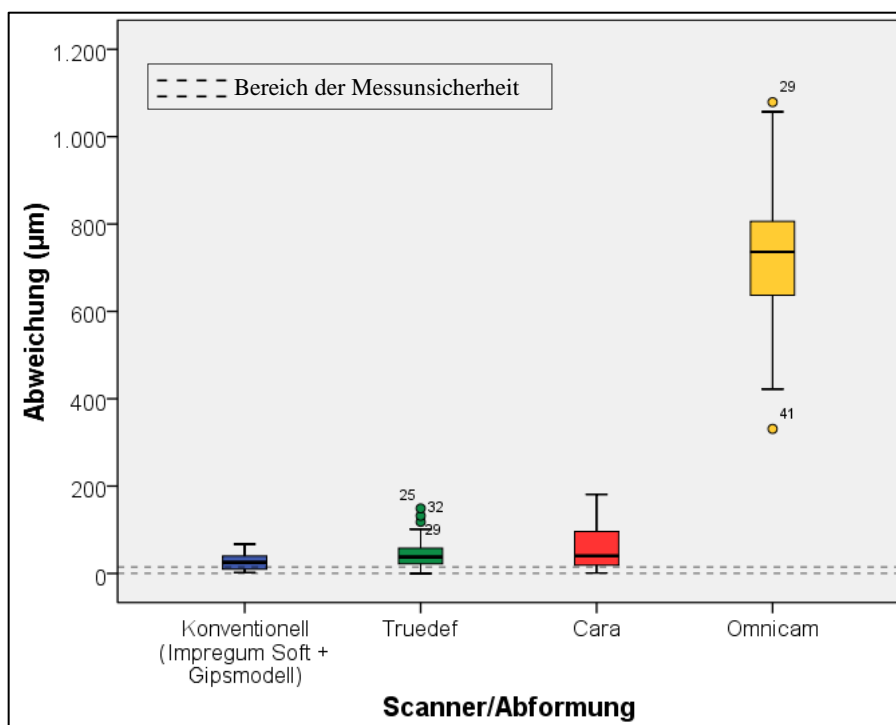


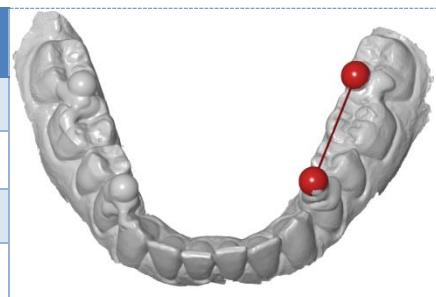
Abb. 35: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 2_4

5.1.6 Abstand 3_4 (Distanz Kugel 3 – Kugel 4)

Die Abweichungen für den Abstand 3_4 wiesen zwischen allen Scannern/Abformung signifikante Unterschiede auf ($p < 0,05$). Auch hier zeigte die konventionelle Abformung und Modellherstellung die niedrigsten Abweichungen, gefolgt von True Definition und cara Trios (Tab. 16 und Tab. 17) (Abb. 36). Die Omnicam zeigte die schlechtesten Werte, doch auch hier ist wie schon im 4. Quadranten eine relativ geringe Standardabweichung in den Messungen festzustellen.

Tab. 16: Abweichungen Abstand 3_4

Abformmethode	Mittelwert \pm Standardabweichung (μm)	Prozentuale Abweichung (%)
Konventionell	18 ± 11	$0,08 \pm 0,05$
True Definition	23 ± 14	$0,1 \pm 0,06$
cara Trios	48 ± 20	$0,21 \pm 0,09$
Omnicam	382 ± 27	$1,66 \pm 0,12$



Tab. 17: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 3_4

Konventionell \leftrightarrow Truedef	Konventionell \leftrightarrow cara	Konventionell \leftrightarrow Omnicam	Truedef \leftrightarrow cara	Truedef \leftrightarrow Omnicam	cara \leftrightarrow Omnicam
$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$

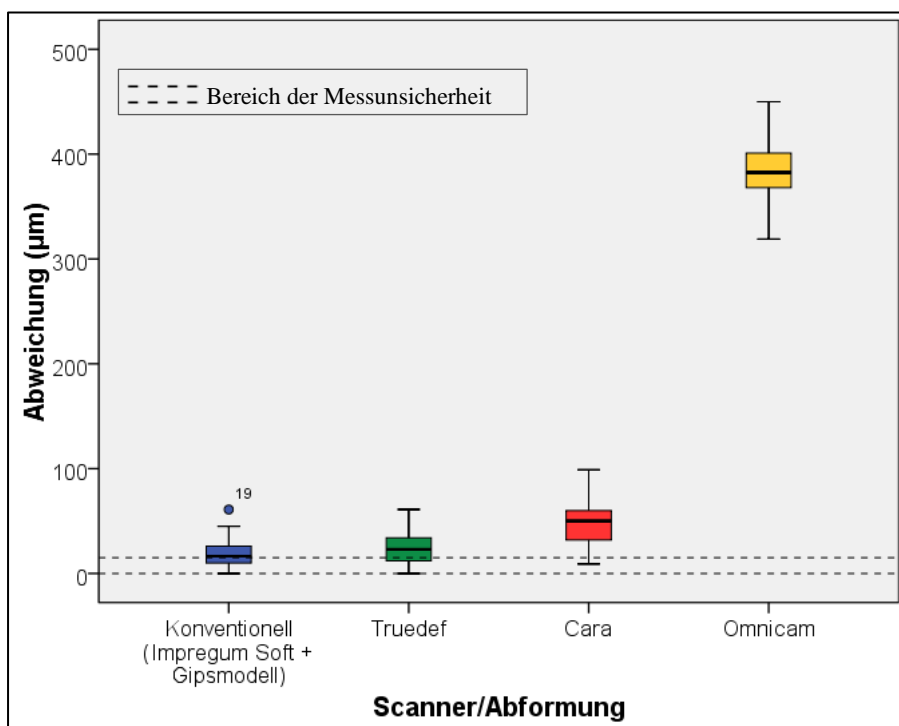


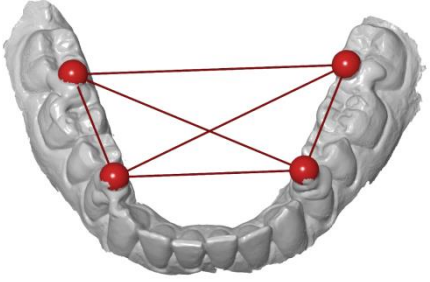
Abb. 36: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 3_4

5.1.7 Abstandsumme

Zur Übersicht über die Ergebnisse der verschiedenen Abformmethoden in Bezug auf die Distanzmessungen wurden alle sechs gemessenen Abstände jedes Scanners/Abformung addiert und die Summe der Abstände paarweise verglichen. Zwischen den drei Scannern und der Abformung waren signifikante Unterschiede in der Summe der gemessenen Distanzabweichungen festzustellen ($p < 0,05$). Die niedrigste Abweichung zeigte die konventionelle Abformung mit anschließender Modellherstellung. Es folgten der True Definition Scanner, cara Trios und zuletzt die Omnicam (Tab. 18 und Tab. 19) (Abb. 37).

Tab. 18: Abweichungen Gesamtsumme der Abstände

Abformmethode	Mittelwert \pm Standardabweichung (μm)	Prozentuale Abweichung (%)
Konventionell	148 \pm 59	0,07 \pm 0,03
True Definition	265 \pm 137	0,12 \pm 0,06
cara Trios	353 \pm 149	0,17 \pm 0,07
Omnicam	3656 \pm 581	1,71 \pm 0,27



Tab. 19: p-Werte der paarweisen Vergleiche der Abstandssummen

Konventionell \leftrightarrow Truedef	Konventionell \leftrightarrow cara	Konventionell \leftrightarrow Omnicam	Truedef \leftrightarrow cara	Truedef \leftrightarrow Omnicam	cara \leftrightarrow Omnicam
$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$

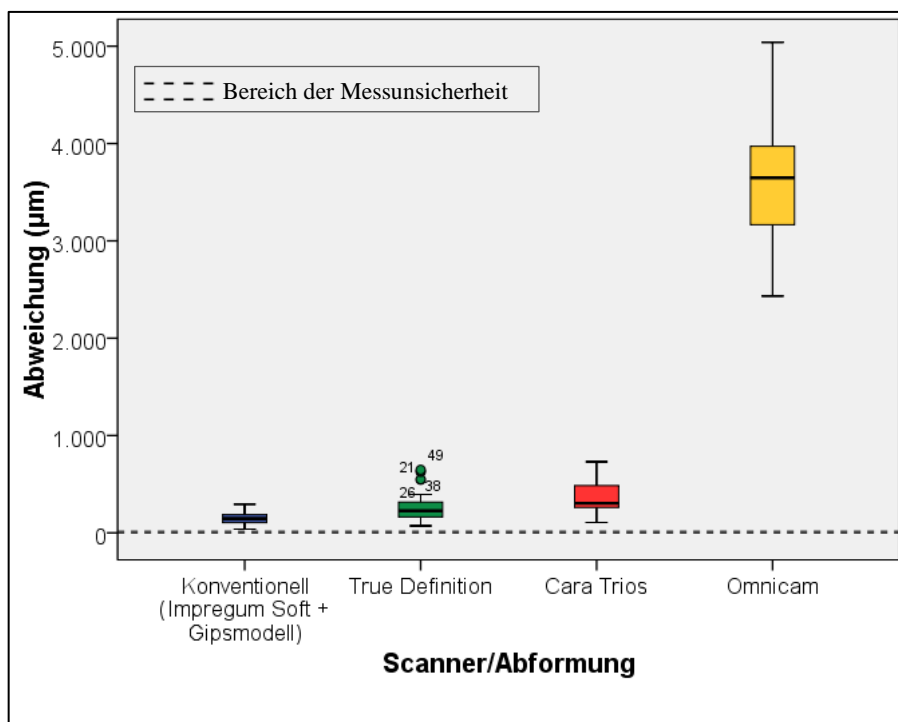


Abb. 37: Boxplot Diagramm – Summe der Abstandsänderungen

5.1.8 Winkel

Die Winkeländerungen waren zwischen der konventionellen Methode und cara Trios ($p = 0,322$), sowie zwischen der konventionellen Methode und True Definition ($p = 0,565$) nicht signifikant unterschiedlich. Die anderen ermittelten Winkeländerungen der Abformverfahren unterschieden sich jeweils signifikant voneinander ($p < 0,05$). Die geringste Winkelabweichung erzielte der True Definition Scanner. Dahinter schloss sich die konventionelle Methode an. Zuletzt folgten cara Trios und die Omnicam mit den größten Abweichungen des Winkels (Tab. 20 und Tab. 21) (Abb. 38).

Tab. 20: Abweichungen des Winkels

Abformmethode	Mittelwert \pm Standardabweichung (Grad °)
Konventionell	$0,07 \pm 0,07$
True Definition	$0,06 \pm 0,07$
cara Trios	$0,13 \pm 0,15$
Omnicam	$0,28 \pm 0,21$

Tab. 21: p-Werte der paarweisen Vergleiche der Winkel

Konventionell \leftrightarrow Truedef	Konventionell \leftrightarrow cara	Konventionell \leftrightarrow Omnicam	Truedef \leftrightarrow cara	Truedef \leftrightarrow Omnicam	cara \leftrightarrow Omnicam
n.s. ($p=0,565$)	n.s. ($p=0,322$)	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$

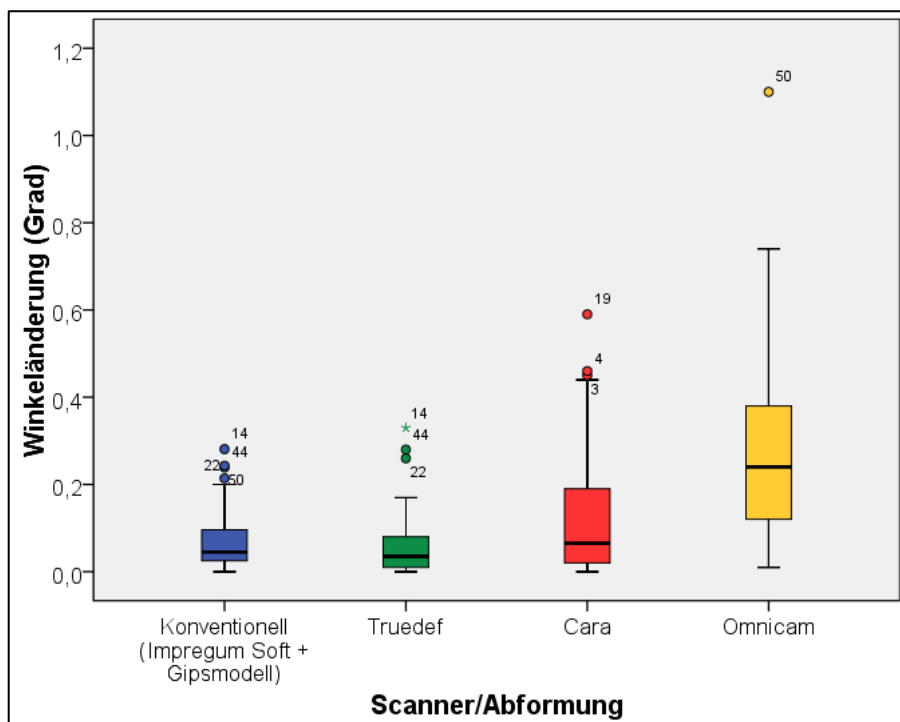


Abb. 38: Boxplot Diagramm – Winkeländerung

5.2 Flächenvergleiche

Die mittleren sowie die maximalen Abweichungen wurden bei jeder Überlagerung jeweils mit einem positiven und einem negativen Wert ausgegeben. Der positive Wert steht für die Bereiche oberhalb der Referenz und der negative Wert für die Bereiche unterhalb der Referenz. Bei den mittleren Abweichungen wurde aus den Beträgen der positiven und negativen Werte das arithmetische Mittel gebildet und die Werte jedes Scanners paarweise verglichen.

Bei den maximalen Abweichungen wurden maximal positive und minimal negative Werte für jede Überlagerung ausgegeben. Aus den Beträgen dieser beiden Werte wurde der jeweils höchste gewählt und für einen paarweisen Vergleich unter den Scannern/Abformung herangezogen, um den Scanner mit der höchsten Abweichung zu ermitteln.

5.2.1 Mittlere Flächenabweichungen

Der Vergleich der mittleren Abweichungen in der Flächenüberlagerung ergab für alle Scanner und die konventionelle Abformung signifikante Unterschiede ($p < 0,05$). Die konventionelle Methode zeigte im Flächenvergleich die geringste Abweichung zur Referenz und die Omnicam die höchste (Tab. 22 und Tab. 23) (Abb. 39). Beim True Definition Scanner fallen die Ausreißer im positiven Wertebereich auf.

Tab. 22: Mittlere Flächenabweichung (Mittelwert und Standardabweichung)

Abformmethode	Mittlere positive Abweichung (μm)	Mittlere negative Abweichung (μm)	Mittelwert der Beträge (μm)
Konventionell	14 ± 7	-17 ± 4	15 ± 4
True Definition	20 ± 9	-26 ± 11	23 ± 9
cara Trios	34 ± 13	-41 ± 18	37 ± 14
Omnicam	230 ± 40	-199 ± 42	214 ± 38

Tab. 23: p-Werte der paarweisen Vergleiche der mittleren Flächenabweichungen

Konventionell↔ Truedef	Konventionell↔ cara	Konventionell↔ Omnicam	Truedef↔ cara	Truedef↔ Omnicam	cara↔ Omnicam
$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$

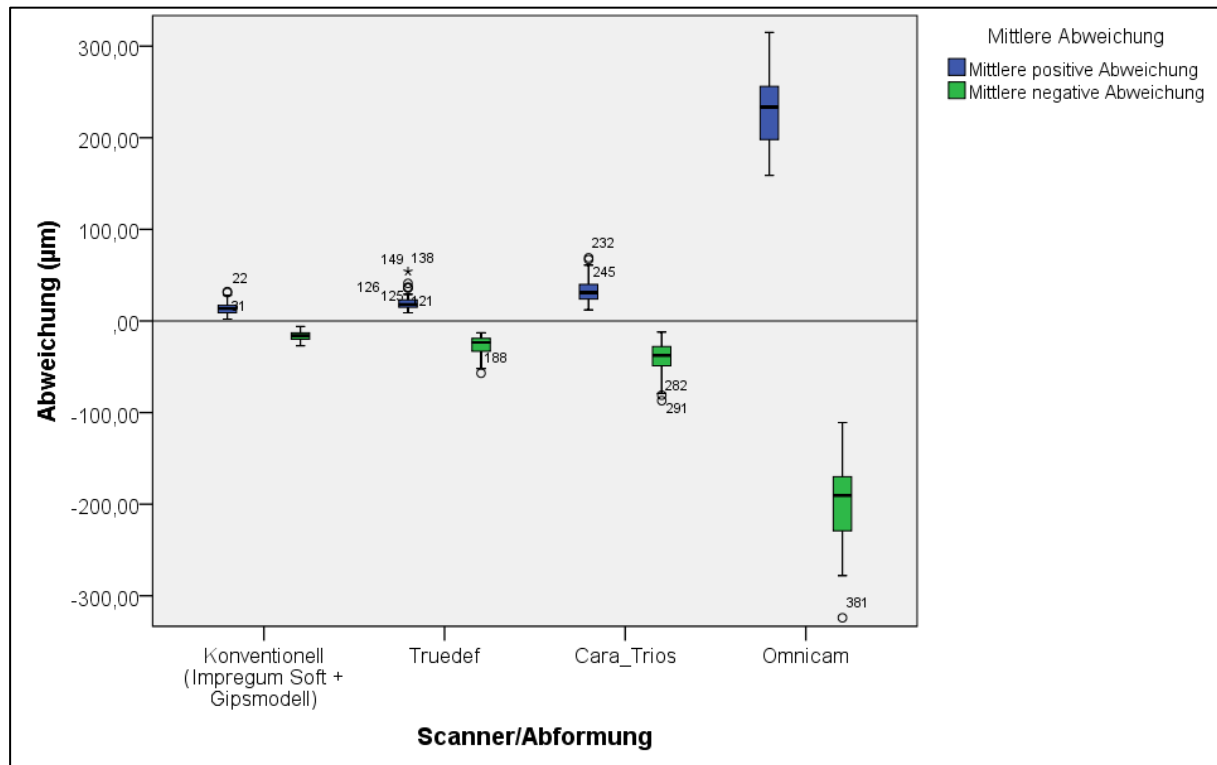


Abb. 39: Boxplot Diagramm – Mittlere Flächenabweichung

5.2.2 Maximale Flächenabweichung

In ihren maximalen Flächenabweichungen unterschieden sich alle Abformsysteme signifikant voneinander ($p < 0.05$). Die konventionelle Methode zeigte die geringsten maximalen Abweichungen, True Definition und cara Trios lagen im Mittelfeld (Tab. 24 und Tab. 25) (Abb. 40). Mit Abstand die höchsten Abweichungen im Flächenvergleich erbrachte die Omnicam. Die meisten Ausreißer zeigte in diesem Fall der cara Trios Scanner.

Tab. 24: Maximale Flächenabweichung (Mittelwert und Standardabweichung)

Abformmethode	Maximale positive Abweichung (µm)	Maximale negative Abweichung (µm)
Konventionell	47 ± 24	-59 ± 20
True Definition	90 ± 34	-112 ± 45
cara Trios	129 ± 39	-124 ± 45
Omnicam	628 ± 110	-506 ± 107

Tab. 25: p-Werte der paarweisen Vergleiche der maximalen Flächenabweichungen

Konventionell↔ Truedef	Konventionell↔ cara	Konventionell↔ Omnica	Truedef↔ cara	Truedef↔ Omnica	cara↔ Omnica
p < 0,05	p < 0,05	p < 0,05	p < 0,05	p < 0,05	p < 0,05

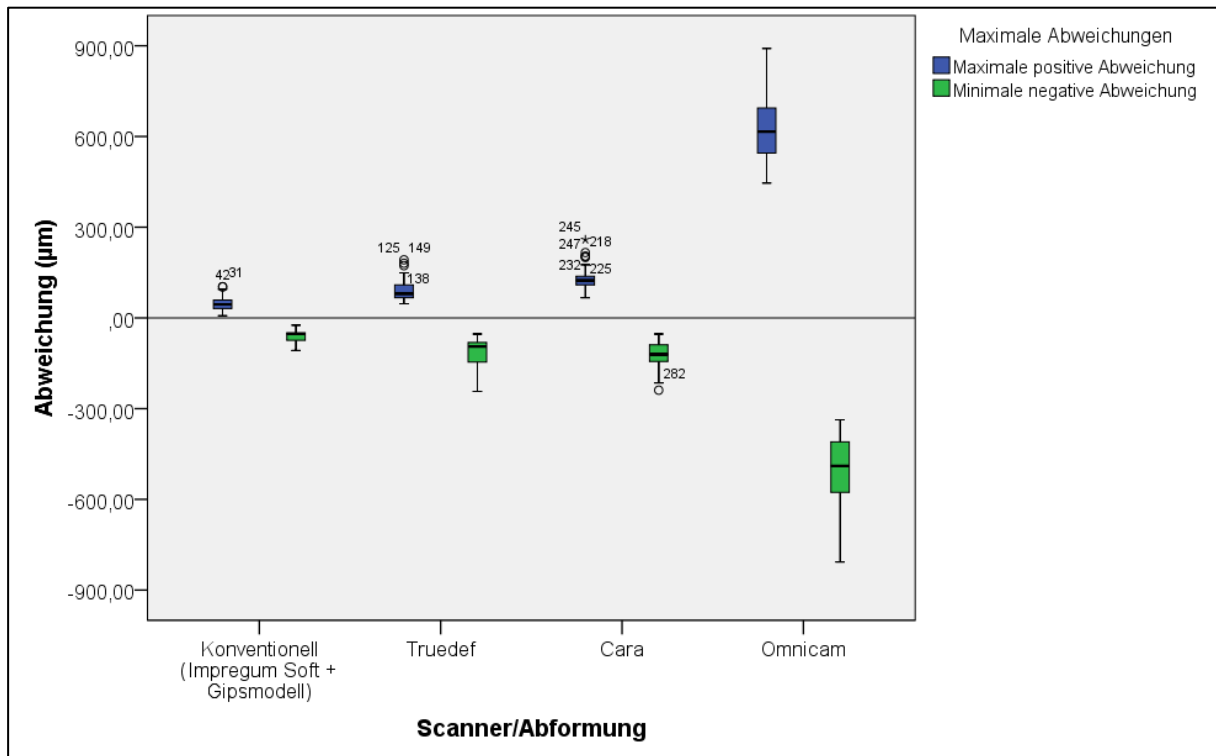


Abb. 40: Boxplot Diagramm – Maximale Flächenabweichung

5.2.3 Visualisierung als Farbplot im 3D-Modell

Alle Flächenvergleiche wurden in der Gom-Inspect Software auch als Farbplot auf der Kugeloberfläche des gescannten Modells bzw. dem digitalisierten Kugelmodell des Gipsmodells dargestellt. Nachfolgend sind exemplarisch die Ergebnisse aller vier Abformmethoden des Flächenvergleichs für einen Fall dargestellt. Die Farbdarstellung wurde bereits in Abschnitt 4.7.5 beschrieben. Die Legende rechts neben dem Modell ist auf 80 μm (0,08 mm) für positive und negative Abweichungen eingestellt.

Konventionelle Methode (Gipsmodell)

Die Kugeln des digitalisierten Gipsmodells (Abb. 41) zeigen fast keine Abweichungen zur Referenz. Lediglich an Kugel 3 ist eine schwache Abweichung im negativen Bereich erkennbar (blau).

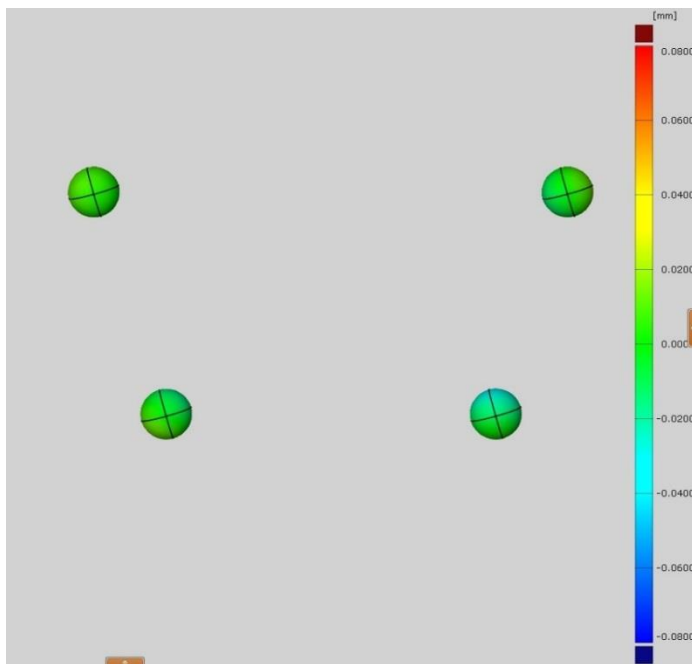


Abb. 41: Flächenvergleich Gipsmodell.

True Definition

Das Modell des True Definition Scanners (Abb. 42) zeigt große Übereinstimmungen zu den Flächen der Referenzkugeln (grün). Lingual sind wenige Bereiche oberhalb des Referenzmodells (gelb) und bukkal Bereiche unterhalb der Referenz zu erkennen (blau). Das gescannte Modell ist hier also insgesamt ein wenig schmaler als die Referenz.

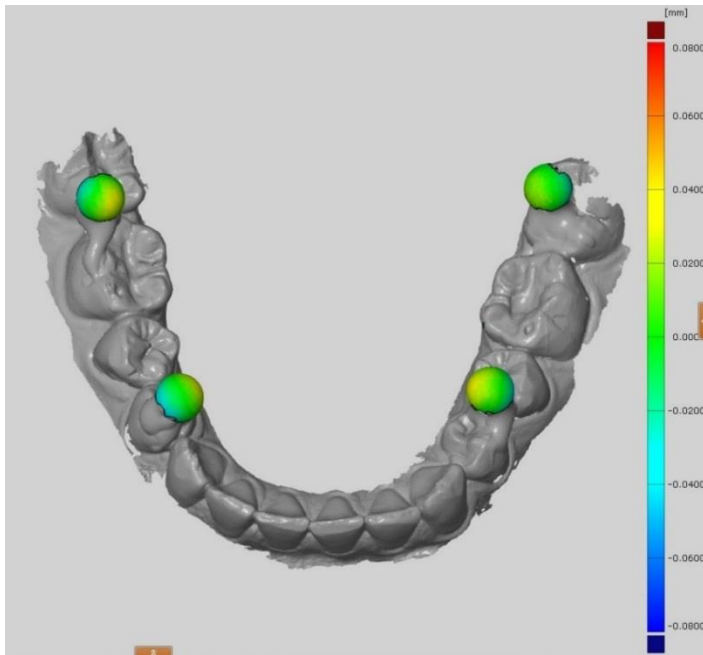


Abb. 42: Flächenvergleich True Definition.

cara Trios

Beim digitalen Modell des cara Trios (Abb. 43) zeigen sich im Vergleich zu den vorherigen Modellen deutlichere Abweichungen. Lingual befinden vor allem an den distalen Kugeln Bereiche oberhalb der Referenzflächen (rot/gelb). Bukkal sind Bereiche unterhalb des Referenzmodells (blau) zu erkennen. Das Modell des cara Trios Scanners ist also ebenfalls schmaler als das Referenzmodell.

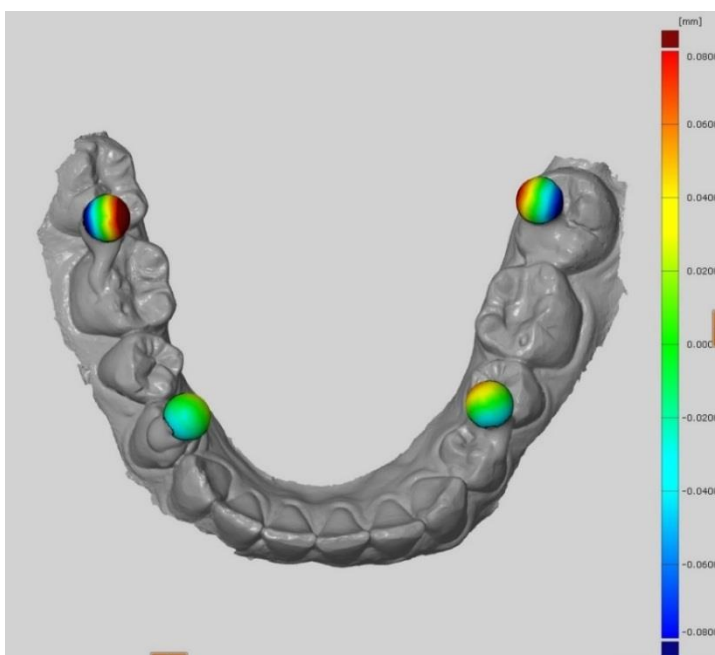


Abb. 43: Flächenvergleich cara Trios.

Omnica

Das Modell der Omnicam (Abb. 44) gibt mit einer Legendeneinstellung von 0,08 mm kein differenziertes Bild der Abweichungen wieder. Die Abweichungen sind so groß, dass die linguale Kugelhälfte komplett unter der Kugelfläche des Referenzmodells liegt (blau) und die bukkale Hälfte darüber (rot). Das bedeutet, dass das Modell der Omnicam im Gegensatz zu den anderen Scannern stark in der Breite vergrößert wurde.

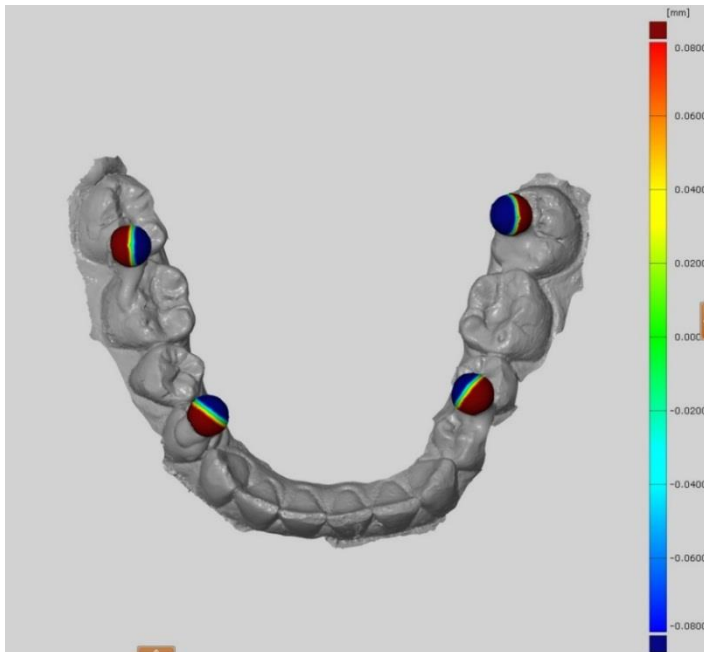


Abb. 44: Flächenvergleich Omnicam.

5.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die konventionelle Methode (Impregum Penta Soft/Typ IV Gipsmodell) bei allen Distanzmessungen und Flächenvergleichen signifikant bessere Ergebnisse als die intraoralen Scanner aufwies. Hinsichtlich der Winkeländerungen konnte der True Definition Scanner ohne signifikante Unterschiede zum konventionellen Verfahren die besten Ergebnisse erreichen. Unter den intraoralen Scannern erzielte der True Definition Scanner die höchste Genauigkeit, wobei er sich vom cara Trios bezüglich der Distanzmessungen teilweise nicht signifikant unterschied. Für die Omnicam ließ sich bei allen Messverfahren die höchste Ungenauigkeit feststellen. Die Messwerte aller Abformverfahren lagen im Mittel über der Messunsicherheit des entwickelten Messverfahrens.

Die eingangs aufgestellte Nullhypothese, dass kein Unterschied zwischen den verschiedenen Abformverfahren besteht, muss somit verworfen werden.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methoden

Das grundlegende Problem bei der Messung der Abformgenauigkeit kompletter Kiefer am Menschen ist es, einen Referenzwert zur Ermittlung der Abweichung zu erheben. Daher wird die Abformgenauigkeit meist nicht klinisch, sondern nur im Rahmen von In-vitro Studien an abformbaren Messkörpern, Studienmodellen oder Humanpräparaten echter Schädel ^[19] untersucht. Diese lassen sich ohne weiteres mit präzisen Messapparaturen (Laborscannern, taktilen Scannern) als Referenz vermessen. In-vitro Studien spiegeln aber die klinische Situation nicht vollständig wieder. Digitale Abformungen am Patienten können beispielsweise durch Patientenbewegungen, Lichtreflexionen, geringere Platzverhältnisse im Mund, Feuchtigkeit und Speichelfluss erschwert werden ^[30, 79]. Auch konventionelle Abformungen werden in der klinischen Anwendung durch Faktoren wie Mundtemperatur oder Feuchtigkeit beeinflusst ^[68, 74]. Obwohl die konventionelle Abformung seit langem einen hohen Stellenwert in zahnärztlichen Behandlungen einnimmt und sie immer wieder Gegenstand wissenschaftlicher Studien ist, wurde bisher keine Methode entwickelt, die Abformgenauigkeit intraoral zu ermitteln.

Beim Vorliegen von DVT- oder CT-Röntgenaufnahmen des Schädels oder Kiefers könnten diese als Referenz herangezogen werden. Verständlicherweise wäre eine Anfertigung solcher Aufnahmen zu Studienzwecken aus gesundheitlichen Gründen abzulehnen. Die heutigen 3D-Röntgenverfahren sind zudem in aller Regel ungenauer als die intraoralen Scanner.

Die Entwicklung der in dieser Studie angewandten Methode, mittels intraoral befestigter Messkugeln die klinische Abformgenauigkeit von Ganzkieferabformungen zu bestimmen sowie das Verfahren der späteren Auswertung der Daten, werden im Folgenden diskutiert.

6.1.1 Die Kugelmessmethode

Die Verwendung von Metallkugeln als Messstrukturen auf den Zähnen hatte praktische Gründe. Einerseits stellte die Kugelform eine definierte geometrische Form dar, die von der Analysesoftware auch als Kugel „erkannt“ werden konnte und welche so die Konstruktion von Kugelmittelpunkten als Fixpunkte für die Streckenmessungen zuließ. Andererseits konnten Kugeln im Gegensatz zu eckigen Messformen leichter mit der Positionierungsplatte appliziert werden ohne sich beim Abheben der Platte zu verkanten und zu lösen.

Die verwendeten Stahlkugeln -aus der Planung für die Positionierung dentaler Implantate bekannt- hatten den entscheidenden Vorteil, ferromagnetische Eigenschaften zu besitzen und damit von Magneten in der Positionierungsplatte gehalten werden zu können. Die Kugeln sollten möglichst starr ohne Bewegungsspielraum in der Übertragungshilfe sitzen, gleichzeitig aber nach dem Aufkleben auf den Zähnen von der Platte lösbar sein. Entsprechend dieser geforderten Eigenschaften wurde auch die Kraft der verwendeten Magnete gewählt.

Die Anzahl von vier Kugeln war für die Winkelmessung notwendig. Zwei oder drei aufgeklebte Kugeln hätten zwar eine Distanzmessung und Flächenüberlagerung der Kugeln zugelassen, aber nur mit vier Kugeln waren die virtuelle Konstruktion von zwei Ebenen und die Messung eines Winkels zwischen diesen möglich. Außerdem hätte bei der Platzierung von nur drei Messkörpern in Anlehnung an eine Studie von *van der Meer et al.*^[109] eine Kugel sinnvollerweise im Frontzahnbereich fixiert werden müssen, was sich auf Grund der Schneidezahnform am Probanden als schwierig erwiesen hätte. *Vogel et al.*^[112] demonstrierten bereits im Modellversuch die Anwendbarkeit von vier aufgeklebten Kugeln im Seitenzahnbereich als mögliche Messmethode für die Überprüfung der Abformgenauigkeit.

Im Gegensatz zu In-vitro Modellstudien hatte die verwendete Methode den Nachteil, dass es mit Hilfe der vier Kugeln nicht möglich war ein Koordinatensystem im späteren 3D-Datensatz zu generieren, um die Abweichungen in x-, y- und z-Richtung anzugeben. *Güth et al.*^[42] konnten bei jeder Auswertung eines Scans immer ein exakt gleich ausgerichtetes Koordinatensystem anhand definierter Flächen im Urmodell generieren und die Abweichung ihres Messkörpers dann genau aufgeschlüsselt in einem kartesischen Koordinatensystem angeben. Es war ihnen damit möglich, eine Aussage darüber zu treffen, in welche Richtung sich der Scanfehler am stärksten auswirkte. In der hier durchgeführten Studie war es aufgrund der unterschiedlichen Anatomie jedes Probanden und der folglich immer unterschiedlichen Positionierung der Kugeln auf den Zähnen nicht möglich, ein reproduzierbares Koordinatensystem

zu konstruieren. Die Analysesoftware richtete zwar alle Modelle in ähnlicher Weise aus, eine genaue Richtungsangabe der Abweichungen ließ sich so jedoch nicht treffen.

Die Positionierungsplatte sollte möglichst rigide und nicht ferromagnetisch sein und wurde daher aus Edelstahl gefertigt. Ein Vorgängermodell aus Stahl führte beim Auflegen von Magneten durch ferromagnetische Kräfte in der Platte zum Herausspringen der Kugeln aus der Fassung. Die Fassungen der Kugeln waren so bemessen, dass die Kugeln zur Hälfte sicher gefasst waren. Somit stand aber für die Referenzmessung auch nur die Hälfte der Kugel zur Verfügung. Da die Referenzmessung jedoch mit einer Koordinatenmessmaschine vorgenommen wurde und mit einer solchen die Kugeln je nach Messtastergröße ohnehin nur bis kurz unter dem Äquator vermessen werden können, war dies kein wirklicher Nachteil.

Als Befestigungsmaterial für die Kugeln auf den Zähnen wurde fließfähiger Komposit gewählt. Er hatte den Vorteil, dass er nach dem Aushärten auf den Zähnen kleben blieb, sich aber durch moderate Zugkräfte wieder vollständig lösen ließ. Dieses Verhalten lässt sich vermutlich durch Aufschumpfen des Komposits während der Polymerisation auf die makroskopischen und mikroskopischen Strukturen der Zahnoberflächen erklären. Eine besondere Schwierigkeit bei der Verwendung von Komposit war die Notwendigkeit einer absolut trockenen Klebefläche. Waren die Zähne nicht ausreichend getrocknet, lösten sich die Kugeln bei Abheben der Positionierungsplatte oder sogar während des Scanvorgangs von den Zähnen. Die Kugeln mussten dann erneut aufgeklebt und die bis dahin stattgefundenen Scans wiederholt werden.

Entscheidend für die Anwendung der Klebemethode in diesem Versuch war die Genauigkeit des Verfahrens. Sie musste durch Vorversuche am Modell ermittelt werden, da Messungen mit der Koordinatenmessmaschine nur am Modell und nicht am Menschen möglich sind. Da das Kleben später am Probanden stattfand, lässt sich letztendlich nicht eindeutig belegen, ob sich die In-vitro ermittelte Genauigkeit der Methode gänzlich auf die intraorale Anwendung übertragen lässt. Große Abweichungen sind zwischen klinischem Vorgehen und Laborversuch jedoch unwahrscheinlich. Die Genauigkeit wurde auf 15 µm Abweichung für die längste gemessene Distanz (Abstand 1_4) bestimmt und lag somit unter den ermittelten mittleren Abweichungen der untersuchten Abformverfahren. Für die Erfassung von Abweichungen $\leq 15 \mu\text{m}$ wäre die hier entwickelte Methode also zu ungenau gewesen. Es ist jedoch anzunehmen, dass Abweichungen über den gesamten Kiefer unterhalb von 15 µm klinisch keine Relevanz besitzen und eine genauere Methode daher nicht notwendig ist (siehe Abschnitt 6.2.4).

Abschließend lässt sich feststellen, dass eine komplikationslose Durchführbarkeit der entwickelten Methode abhängig von der Erfahrung und Übung des Anwenders ist. Kam es anfangs häufig zu Fehlversuchen und Fehlmessungen, wurde das Klebeverfahren im Laufe der Studie durch den Untersucher immer sicherer und schneller durchführbar.

6.1.2 Abformung

Die konventionelle Abformung diente dem Vergleich der Scannergebnisse mit einem etablierten klinischen Standardverfahren, denn Ganzkieferabformungen mit Polyethern stellen ein weit verbreitetes Abformverfahren für die Herstellung von Zahnersatz dar. Ferner konnte mit der konventionellen Abformung überprüft werden, ob sich die entwickelte Messmethode auch auf diese anwenden ließ.

Die Auswahl des Abformmaterials erfolgte auf Grundlage von Vorversuchen. Es sollte nach Möglichkeit ein klinisch weit verbreitetes Präzisionsabformmaterial verwendet werden. Versuche, die aufgeklebten Metallkugeln mit einer Silikon-Puttymasse abzuformen scheiterten, da die zu feste, knetbare Konsistenz der Masse beim Aufsetzen auf die Zahnreihe zum Ablösen der Kugeln von den Zähnen führte. Die Kompositbefestigung der Kugeln war für die Verwendung einer Puttymasse nicht stabil genug. Daher war der Gebrauch von mittelfließenden Materialien, die ohne Druck beim Abformen auskommen, notwendig. Hier bot sich Impregum Penta als ein schon lange gebräuchliches Präzisionsabformmaterial an. Impregum Penta war aufgrund seiner hohen Endhärte jedoch ebenfalls nicht geeignet, da die Gipskugeln beim Entformen des Gipsmodells aus der Abformung abbrachen. Auch Beschneiden ließen sich die Impregum-Abformungen nur schwer. Somit fiel die Wahl auf Impregum Penta Soft. Das „Soft“-Material hatte den Vorteil, dass es im Gegensatz zu anderen Polyetherabformmassen eine leichtere Entnahme aus dem Mund des Patienten, sowie ein einfacheres Entformen des Gipsmodells aus der Abformung bot. Vorteilhaft gegenüber handgemischten Puttymassen war auch das automatisierte Mischen des verwendeten Materials mit dem Pentamix-Anmischgerät. So konnte an dieser Stelle eine Standardisierung für jede Abformung erreicht werden. Auch wenn hinsichtlich klinischer Ergebnisse geringe Unterschiede zwischen hand- und maschinengemischten Abformmassen festgestellt wurden, konnte in Laborversuchen eine höhere Genauigkeit für maschinengemischte Abformmassen festgestellt werden ^[122].

Obgleich Impregum-Abformmaterial in der Regel in Verbindung mit individuellen Löffeln verwendet wird, wurde hier mit konfektionierten Metalllöffeln gearbeitet. Der Zweck von individuellen Löffeln, die auf Grundlage eines Vormodells des Patienten speziell angefertigt werden ist es, den Staudruck zu erhöhen und ein besseres Anfließen des Materials an die abzuformenden Bereiche zu gewährleisten ^[120, 124]. Für die Abformung über die Kugelkörper war jedoch kein hoher Staudruck erforderlich, sodass auf individuelle Löffel verzichtet werden konnte.

Die Desinfektion der Abformungen war notwendig, um später im Labor keimfreie, hygienische Arbeitsmodelle herstellen zu können. Das Einlegen der fertigen Abformung in eine Desinfektionslösung wie in dieser Studie, ist ein Standardverfahren. Der Effekt von Desinfektionslösungen auf die Dimensionsstabilität von Abformungen ist immer wieder Inhalt wissenschaftlicher Studien. *Melilli et al.* ^[69] untersuchten die Wirkung derselben Desinfektionslösung (MD520 mit 0,5% Glutaraldehyd) in Kombination mit demselben Abformmaterial (Impregum Penta Soft) dieser Studie. Hierbei konnten in den Abformmaterialproben Dimensionsänderungen von 0,04% direkt nach der Desinfektion im Vergleich zur nicht desinfizierten Probe festgestellt werden. Sie wurden von den Autoren als klinisch nicht relevant eingeschätzt. Betrachtet man jedoch die Ergebnisse der Distanzmessungen der vorliegenden Studie (minimal 0,05 % - maximal 0,09%) mit Hinblick auf diese Werte, könnte die Desinfektion durchaus Einfluss auf die hier erhobenen Ergebnisse gehabt haben. Eine Studie von *Carvalho et al.* ^[13] aus dem Jahre 2011 untersuchte die Wirkung einer nicht genauer beschriebenen 2%igen Glutaraldehydlösung auf Impregum Soft. Hier konnte hingegen nach fünf Minuten eine Dimensionsänderung von lediglich 0,003% festgestellt werden.

Da die Desinfektion von konventionellen Abformungen ein nicht vermeidbares Vorgehen zur Erlangung keimfreier Modelle darstellt, konnte trotz möglicher Beeinflussung der Abformgenauigkeit nicht auf sie verzichtet werden. Die Desinfektion muss als möglicher Einflussfaktor auf die dimensionale Stabilität der konventionellen Abformungen angesehen werden.

6.1.3 Scannen

Die drei in dieser Studie verwendeten Scanner basierten auf drei unterschiedlichen optischen Messverfahren (Triangulation, konfokale Mikroskopie, Active Wavefront Sampling, siehe Kapitel 3.4). Aktuell arbeiten die meisten intraoralen Scansysteme auf dem Markt mit Triangulationsverfahren und konfokaler Mikroskopie ^[129]. Nur die Scanner der Firma 3M Espe

verwenden Active Wavefront Sampling als Aufnahmeprinzip. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Scanner repräsentieren also die heute meist genutzten Aufnahmetechniken digitaler Abformungen.

Voraussetzung für die Anwendung des True Definition Scanners war ein Bepudern der Zähne vor dem Scannen. Er wurde daher immer als letzter Scanner verwendet, um die Ergebnisse der anderen Scanner durch den Puderauftrag nicht zu verfälschen. Nach dem True Definition Scanner folgte die konventionelle Polyetherabformung. Das Puder wurde zwar vor der Abformung mit Wasserspray von den Zähnen entfernt und abgesaugt, dennoch ließen sich Puderückstände auf Zähnen und Zahnfleisch nicht vermeiden. Eine Beeinflussung der Abformung durch diese Rückstände ist nicht ganz auszuschließen. Es wäre daher von Vorteil gewesen, die Abformung vor dem Scannen durchzuführen. Da sich die Kugeln bei Entnahme der Abformung aus dem Mund in der Regel aber lösten, wäre diese Reihenfolgen nicht praktikabel gewesen, denn zum Scannen hätten die Kugeln erneut platziert werden müssen. Die Applikation von Puder für den Ganzkieferscan war in seiner Umsetzung teilweise problematisch. So musste die Zunge davon abgehalten werden, die lingualen Zahnbereiche zu berühren, um die Puderschicht nicht zu verwischen. Zusätzlich kam es, durch das Puder ausgelöst, bei allen Probanden zu einer erhöhten Speichelsekretion. Der Speichel musste daher während des Scannens permanent abgesaugt werden, damit die Puderschicht trocken blieb.

Das Scannen der vorderen Kugeln im Prämolarenbereich war ohne Probleme möglich. Die distalen Kugelanteile der hinteren Kugeln in der Molarenregion jedoch waren aus Platzgründen oftmals nicht vollständig zu erfassen. Der Scankopf hätte dafür stark gekippt werden müssen, was im hinteren Seitenzahnbereich nur bei einer sehr weiten Mundöffnung möglich war. Dennoch konnte immer mehr als die Hälfte der Gesamtkugel aufgenommen werden. Es stand also mindestens die gleiche Kugelfläche der späteren Analyse zur Verfügung wie bei den Referenzmessungen der Kugeln.

Besonders mit dem cara Trios Scanner war, bedingt durch den großen Scankopf, im hinteren Seitenzahnbereich eine weite Mundöffnung erforderlich. Auch ohne aufgeklebte Kugeln müssen Patienten mit geringer Mundöffnung bei diesem Scanner den Mund forciert öffnen, damit der Scankopf die hinteren Seitenzähne erreichen kann. Bei einer konventionellen Abformung ist eine starke Mundöffnung nur zum Einbringen des Abformlöffels notwendig. Während das Abformmaterial aushärtet, entspannt der Patient die Kaumuskulatur nach Möglichkeit. Der Nachteil einer weiten Mundöffnung (ab 20 mm) ist die Deformation der Unterkieferknochenspanne durch die Kaumuskulatur ^[33]. An der Mundöffnung sind verschiedene Muskeln betei-

ligt, den größten Anteil an der Verformung der Mandibula hat der Musculus pterygoideus lateralis ^[102]. Bei Mundöffnung und Protrusion des Unterkiefers kommt es bedingt durch den Muskelzug zu einer Verbiegung der Unterkieferspange nach median mit dem Ergebnis einer Bewegung der Seitenzahnreihen beidseits nach median ^[102]. Wie groß diese Verformung bei der Mundöffnung ist, wurde mit verschiedensten Verfahren gemessen und liefert sehr unterschiedliche Ergebnisse in der Literatur. In aktuelleren Studien bewegen sich die Werte für Abstandsänderung zwischen den Unterkieferseitenzähnen während der Mundöffnung von minimal 20 µm bis maximal 440 µm ^[16, 100]. Bei Betrachtung der Maximalwerte könnte es beim Scannen der distalen Zahnreihe im vorliegenden Versuch eventuell zu Veränderungen der Messergebnisse gekommen sein, wenn auch ganz sicher nicht in dieser Größenordnung, da die weite Mundöffnung nur beim Scannen der Kauflächen des hinteren Seitenzahnbereichs notwendig war und vom Probanden die meiste Zeit eine entspannte Haltung des Unterkiefers eingenommen wurde.

6.1.4 Modellherstellung

Die intraoralen Scanner erstellen während des Scanvorgangs ein digitales Modell der Zähne. Die konventionelle Abformung liegt zunächst nur als Negativ vor und muss mit einem Modellmaterial ausgegossen werden, um ein positives Modell zu erzeugen. Auch in dieser Studie wurden Modelle auf Grundlage der Abformungen erstellt und anschließend vermessen. Folglich wurde nicht nur die Genauigkeit der konventionellen Abformung untersucht, sondern auch die der Modellherstellung. Prinzipiell wäre es möglich gewesen, ausschließlich die Abformung optisch mit einem Laborscanner zu scannen und so ein digitales Modell zu erstellen. Auf diese Weise hätte die konventionelle Abformung isoliert betrachtet werden können. Dabei wäre aber zusätzlich zu der Koordinatenmessmaschine ein weiteres, ungenaueres Messsystem mit in die Datenanalyse eingeflossen, was die Vergleichbarkeit der Daten erschwert hätte. Zudem wird in anderen Studien hinsichtlich Abform- und Scangenaugigkeit ebenfalls immer das zur Abformung gehörige Modell vermessen ^[23, 24, 26, 42]. Die Herstellung von Gipsmodellen gehört auch heute noch in der Praxis zum konventionellen Arbeitsablauf dazu. Das direkte Scannen von konventionellen Abformungen hat sich nicht etabliert und erzielte bisher schlechtere Ergebnisse als das Scannen von Gipsmodellen ^[20].

Eine Alternative zu der Verwendung von Typ 4 Gips als Modellmaterial wäre Epoxidharz gewesen. Epoxidharz und Typ 4 Gips unterscheiden sich nicht signifikant in ihrer Dimensi-

onsstabilität ^[14, 22], wobei der Vorteil von Epoxidharz eine höhere Endhärte und Zeichnungsschärfe ist. Die Zeichnungsschärfe war in dieser Studie nicht von Bedeutung. Die höhere Endhärte hätte die anfänglichen Probleme mit dem Abbrechen der Kugeln im Gipsmodell umgehen können. Durch ein Beschneiden der Abformung und die Auswahl eines weicheren Abformmaterials konnte das Abbrechen der Kugeln aber auch im Gips vermieden werden. Da Gips das am meisten verwendete Modellmaterial darstellt ^[22], war die Verwendung von Gips in dieser Studie repräsentativer.

Das Abmessen des Gips-/Wassergemisches erfolgte per Hand. Hier bestand bei jeder Modellherstellung eine potentielle Fehlerquelle. Ein automatisiertes Anmischen des Gipses, wie beispielsweise beim verwendeten Abformmaterial, ist bisher aber nicht standardmäßig möglich, wäre aber wünschenswert. Da Unregelmäßigkeiten bei der Verarbeitung und dem Anrühren von Gips zu erheblichen Ungenauigkeiten im Modell führen können ^[125], musste an dieser Stelle besonders genau auf ein korrektes Mischungsverhältnis und Anrühren geachtet werden.

Wie bereits in Abschnitt 4.6.1 beschrieben, betrug die Lagerung des Modells vor dem Vermessen 5-7 Tage, um die vollständige Trocknung und ein Ende der Volumenänderung des Modells zu gewährleisten. *Luthardt et al.* ^[64] beobachteten Typ 4 Gipsmodelle über einen Zeitraum von sechs Wochen. Sie konnten hingegen während der gesamten Lagerzeit keine signifikanten dreidimensionalen Veränderungen der Gipsmodelle feststellen. Um eine nachträgliche Volumenänderungen der Modelle dennoch sicher ausschließen zu können, wurde in der vorliegenden Arbeit die genannte Lagerzeit eingehalten.

Die beeinflussenden Faktoren bei der Modellherstellung und Lagerung von physischen Modellen veranschaulichen die Vorteile der digitalen Abformung. Alle hier aufgezeigten Fehlerquellen sind bei digitalen Modellen nicht existent.

6.1.5 Datenanalyse

Lineare Distanzmessungen

Die metrische lineare Vermessung von Modellen zur Ermittlung der Dimensionstreue der Abformung und Modellherstellung ist eine bewährte und oft verwandte Methode ^[14, 64, 74, 88, 107, 109, 122]. Je länger die gemessene Strecke ist, desto höher ist auch die zu erwartende lineare Abstandsänderung. Daher ist es sinnvoll, bei Streckenmessungen die Angabe der Änderung

zur Referenz in Prozent anzugeben, damit die Daten besser vergleichbar sind, was aber nicht von allen Autoren berücksichtigt wird.

Die linearen Streckenmessungen reichen nach Ansicht einiger Autoren nicht aus, um die vollständige Dimensionsänderung eines Modells zu beschreiben. *Chandran et al.*^[15] kamen zu dem Ergebnis, dass Streckenmessungen zwischen zwei Punkten nicht alle dimensional Veränderungen von Abformmaterialien registrieren können und dreidimensionale Untersuchung von Abformungen und Modellen mehr Informationen über die wirklichen Veränderungen bieten. Auch *Luthard et al.*^[61, 64] stellten fest, dass die Untersuchung von Dimensionsänderungen in der Verfahrenskette Abformung-Modellherstellung nicht nur auf Streckenmessungen beruhen sollte, sondern auch in einer dreidimensionalen Analyse erfolgen sollte. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit zusätzlich zu der Streckenmessung eine dreidimensionale Überlagerung der Kugeloberflächen durchgeführt. Dennoch sollte aus verschiedenen Gründen nicht auf die Streckenmessungen verzichtet werden. Zum einen lassen sich die Daten besser vergleichen, da viele ältere sowie auch aktuelle Studien nach wie vor Streckenmessungen zur Analyse der Dimensionsgenauigkeit anwenden. Zum anderen wird bei den dreidimensionalen best-fit Überlagerungen das untersuchte Objekt mit dem Referenzobjekt so überlagert, dass die Flächen möglichst gut übereinander passen. Ein verzerrtes Modell kann dabei so über das Referenzmodell „gelegt“ werden, dass klinisch relevante Torsionen oder Verzerrungen in bestimmten Bereichen kaschiert werden. Die Streckenmessungen hingegen geben die absolute Abweichung ohne möglichen Ausgleich an.

Wie bereits in anderen Studien^[44, 109], wurde bei den linearen Distanzmessungen sowie den Flächenüberlagerungen mit den Beträgen der ausgegebenen Messwerte gerechnet. Die Distanzmessungen ergaben für den True Definition, den cara Trios Scanner und die konventionelle Abformung sowohl positive als auch negative Werte bei verschiedenen Probanden. Dies war darin begründet, dass die Scanner die Modelle in der Horizontalen mal vergrößerten oder verkleinerten. Bei den Flächenabweichungen erfolgt die Ausgabe der Werte in der Analysesoftware standardmäßig immer in positiven und negativen Werten, um Bereiche über oder unter der Referenzfläche zu beschreiben. Würde der Mittelwert aus den negativen und positiven Werten jedes Abformverfahrens bestimmt werden, würde ein Wert nahe null errechnet werden und so kein repräsentatives Ergebnis für die Scanabweichung zu Stande gekommen. Das primäre Ziel der vorliegenden Studie war es, die unterschiedlichen Verfahren auf ihre Abweichungen zur Referenz zu testen und nicht heraus zu finden, in welche Richtung (positiv oder negativ) sich diese Abweichungen bewegen.

Winkelmessungen

Die Winkelmessung bot zusätzlich zu der linearen Distanzmessung die Möglichkeit eine weitere Information über eine eventuelle Verzerrung der Modelle zu erlangen. Eine Winkelveränderung zwischen den virtuell konstruierten Ebenen registriert Veränderungen der Kugeln und damit der beiden Quadranten zueinander in vertikaler Richtung (siehe Kapitel 4.7.2). Welche Kugeln ihre Lage verändern, kann über die Winkelmessung nicht bestimmt werden. Bei einer reinen Verschiebung der Kugeln in der horizontalen Ebene ließe sich keine Winkeländerung registrieren. Winkelmessungen zwischen bestimmten Referenzpunkten im Kiefermodell werden in anderen Untersuchungen ebenfalls zur Analyse der Abformgenauigkeit herangezogen ^[36, 42, 109].

Flächenüberlagerungen

Wie bereits erläutert, verwenden Studien zur Untersuchung von Ganzkieferscans häufig die dreidimensionale Flächenüberlagerung als Analyseverfahren, indem die gescannten Modelle untereinander oder mit einem Referenzscan des Urmodells verglichen werden ^[23-27, 30, 72, 79, 80]. Für Studien am Kiefermodell lässt sich mit einem Laborscanner dieses Modell als Referenz scannen und später mit den digitalen Modellen der intraoralen Scanner vollständig überlagern. Danach lässt sich eine Aussage über die Abweichung der Scans für jede Position im Kiefermodell treffen sowie ein Gesamtwert für die überlagerten Bereiche errechnen. Bei der hier verwendeten Methode wurden hingegen nur die vier Kugeloberflächen mit der Referenz überlagert und nicht der gesamte Kiefer der Probanden. Es konnten so nur Abweichungen an den Kugeln selbst und nicht in Bereichen zwischen den Kugeln bestimmt werden. Bei einem Vergleich der Daten mit anderen Studien ist darauf zu achten, dass im vorliegenden Versuch weniger Flächenbereiche als in den meisten anderen Studien überlagert wurden.

Die Angabe der maximalen und minimalen Flächenabweichungen zeigt die maximalen Wertebereiche an, die bei jeder Überlagerung eines Scans mit der Referenz als Abweichung gemessen wurden. Sie liefert zusätzliche Informationen zur mittleren Flächenabweichung, denn es werden die Werte aufgezeigt, die die schlechteste Kongruenz zur abgeformten Struktur besitzen. Diese maximalen Abweichungen könnten bei prothetischen Konstruktionen, auch wenn sie mitunter nur für kleine Teilbereiche der gescannten Struktur gelten, zu Passungsfehlern führen. Es wäre denkbar, dass beispielsweise eine Krone auf Grund eines kleinen, stark abweichenden Bereiches am abgeformten Zahnstumpf nicht in Position gebracht werden

kann, auch wenn im Mittel die meisten abgeformten Flächenbereiche zum Originalstumpf passen. Die Errechnung der maximalen Abweichungen hatte also ähnlich wie die Streckenmessungen die Funktion, absolute Fehler ohne Mittelung der Daten anzugeben.

Obgleich die dreidimensionale Analyse der Daten mehr Informationen als lineare Messungen über mögliche Volumenveränderungen liefert, hat sie auch Nachteile. Der best-fit Rechenalgorithmus der Analysesoftware, welcher die Übereinanderlagerung von zwei Formen überhaupt möglich macht, stellt immer eine Fehlerquelle dar. *Güth et al.*^[42] versuchten bei der Analyse von Scans eines Kiefermodells den best-fit-Algorithmus daher unbedingt zu umgehen. Sie behaupteten, dass bei einem großen Datensatz, wie einem Ganzkieferscan, sowie bei großen Abweichungen zwischen den verglichenen Modellen auch große Fehler im Überlagerungsprozess des Rechenalgorithmus entstehen. Daher ist die Forderung einiger Autoren nach einer unbedingten dreidimensionalen Analyse von digitalen Abformungen kritisch zu sehen. Diese Überlegung bestärkt die hier zusätzlich angewendete Methode der linearen Distanzmessung, da sie von der Überlagerungsprozedur unabhängige Daten lieferte. Doch auch die Streckenmessungen mittels 3D-Analysesoftware sind weder in der vorliegenden Studie noch in der erwähnten Studie von *Güth et al.* nicht gänzlich frei von best-fit Rechenalgorithmen. Um die zu vermessenden Strukturen (z.B. die Kugeln) auf den digitalen Modellen überhaupt als solche erkennen zu können, müssen diese ebenfalls mittels best-fit-Verfahren nach Gauß um die entsprechenden Teilbereiche der Punktwolke definiert werden. Der dabei entstehende Rechenfehler des best-fit Verfahrens sollte aber vernachlässigbar klein sein und ist nicht mit dem Fehler vergleichbar, der bei der Überlagerung gesamter Zahnreihen auftreten kann.

In der Analysesoftware sind verschiedene Parameter für Flächenüberlagerungen im Vorfeld einstellbar. Diese Parameter werden in vergleichbaren Studien aber meist nicht eindeutig definiert. In der vorliegenden Arbeit wurde beispielsweise in der Analysesoftware der maximale Abstand für die Zuordnung von übereinstimmenden Punkten der Hauptausrichtung der Modelle auf 10 µm festgelegt. Dieser Wert richtete sich nach einer Untersuchung von *Sichwardt*^[101] zur Genauigkeit intraoraler Scanner und wird von den meisten Autoren nicht erwähnt. Daher könnten die Ergebnisse dieser Untersuchungen auf Grund der unterschiedlichen Einstellungen der Softwareprogramme geringfügige Unterschiede zu anderen Studien aufweisen. Eine Vereinheitlichung der Voreinstellungen für alle 3D-Analysen wäre wünschenswert.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Entstehung des Scanfehlers

Wie bereits erläutert, können intraorale Scanner nur Teilbereiche des Kiefers aufnehmen und müssen daher fortlaufend über den Zahnbogen bewegt werden, um die gesamte Zahnreihe zu erfassen. Dabei werden die einzelnen Bilder bzw. Teilpunktewolken durch die Scansoftware aneinander gefügt („matching“ oder „stitching“). Bei jeder Einzelaufnahme müssen korrespondierende Punkte zum davor aufgenommenen Bereich existieren, die Einzelscans sich also überlappen, um sie zu einem Gesamtbild verbinden zu können. Es gibt verschiedene Rechenalgorithmen, die versuchen, eine optimale Überlagerung der einzelnen Punktewolken an ihren Schnittstellen zu erreichen. Ein oft verwendetes Rechenverfahren ist der Iterative Closest Point (ICP)-Algorithmus. Für jeden Punkt der Punktewolke wird der korrespondierende nächste Punkt der anderen Punktewolke gesucht ^[78]. Welches Rechenverfahren von den hier verwendeten Scannern angewandt wird, ist von den Herstellern nicht angegeben.

Beim Aneinanderfügen der einzelnen Scanbereiche durch die stitching-Algorithmen treten Fehler auf. Werden große Bereiche z.B. ein kompletter Kiefer gescannt, summieren sich die Fehler der einzelnen stitching-Prozesse während des Scanvorgangs ^[36, 79, 92, 95]. *Seelbach et al.*^[97] sehen neben der Auflösung der optischen Scansysteme die matching-Algorithmen als entscheidenden Faktor für die Genauigkeit von intraoralen Scannern. Besonders den Frontzahnbereich vermuten einige Autoren als Quelle für die stitching-Fehler im Ganzkieferscan ^[23, 24, 26]. Schneidezähne haben im Vergleich zu Seitenzähnen weniger Oberflächenstruktur und erschweren dadurch eine genaue Zuordnung korrespondierender Punkte. Diese Zuordnungsfehler setzen sich dann im Gesamtscan vom Schneidezahnbereich nach distal fort ^[23]. Diese Theorie deckt sich mit den eigenen Beobachtungen in der hier durchgeführten Studie. Die meisten Scanfehler während des Scannens traten bei allen Scannern im Frontzahnbereich auf. Ähnliche Probleme wurden von *Andriessen et al.*^[4] klinisch für zahnlose Bereiche beobachtet. Durch die im Vergleich zu Zähnen geringere Struktur der Schleimhäute kam es zu stitching Fehlern und resultierenden fehlerhaften Scans.

6.2.2 Vergleich der Scanner untereinander

Bezüglich der Ergebnisse der dreidimensionalen Flächenüberlagerungen und der Winkeländerungen unterschieden sich alle Scanner signifikant voneinander. Lediglich bei den Abstandsmessungen gab es zwischen den True Definition Scanner und dem cara Trios Scanner in drei Fällen nicht signifikante Unterschiede. Die Omnicam zeigte für alle Analysemethoden signifikante Divergenzen und erheblich größere Ungenauigkeiten im Vergleich zu den beiden anderen Systemen. Der True Definition lieferte bei jeder Messung die besten Ergebnisse, dicht gefolgt vom cara Trios. Die grundsätzlichen Hauptunterschiede der drei Scanner lagen in deren optischen Aufnahmetechniken. Diese sind in Kapitel 3.4 beschrieben.

Das im Verhältnis zu den anderen Systemen schlechte Abschneiden der **Omnicam** könnte damit erklärt werden, dass CEREC-Scansysteme ursprünglich für Einzelzahnrestorationen (Inlays, Kronen) und nicht für größere Spannweiten entwickelt wurden ^[71, 91]. Das CEREC-System hat sich zwar seit den achtziger Jahren deutlich weiterentwickelt und verändert, dennoch bauen die verschiedenen CEREC-Systeme aufeinander auf. Einen Hinweis darauf, dass CEREC-Systeme auf Einzelzahnrestorationen spezialisiert sind, könnte die auffallend geringe Standardabweichung der Omnicam bei den Abständen 1_2 und 3_4 geben. Diese Abstandsmessungen repräsentieren den Scan innerhalb eines Quadranten, ohne auf die Gegenseite des Kiefers Bezug zu nehmen. Die geringe Standardabweichung zeigt an, dass die Streuung der Werte um den Mittelwert gering ist, also dass die Scans der kurzen Strecken konstante, reproduzierbare Ergebnisse liefern. Sobald größere Distanzen gemessen wurden (Abstände 1_4, 1_3, 2_4), stieg die Standardabweichung wieder deutlich an, die Reproduzierbarkeit der einzelnen Scans für größere Spannweiten nahm also ab.

Eine weitere Ursache für die schlechteren Ergebnisse der Omnicam könnte der Verzicht auf eine Puderung der Zähne sein, welche bei den Vorgängersystemen des Systems immer notwendig war. Der Hersteller weicht bei der Omnicam nicht vom Grundprinzip der Datenakquisition der CEREC-Systeme ab, beschreibt aber nicht, wie es möglich ist, bei diesem Gerät ohne das sonst notwendige Puder auszukommen. Es wäre denkbar, dass hier durch den Verzicht auf Puder ein deutlich komfortableres Scannen für Behandler und Patient zu Ungunsten der Scengenauigkeit etabliert wurde.

Eine deutliche Auffälligkeit der resultierenden digitalen Modelle der Omnicam im Vergleich zu den Modellen des cara Trios und True Definition Scanners war die geringere Auflösung der 3D-Bilder, also die geringere Dichte an Punkten in der Punktwolke. Die Oberfläche der

Scans der Omnicam bestand aus weniger Punkten und somit aus größeren Dreiecken in den Flächenmodellen (Abb. 45). *Nedelcu et al.*^[76] stellten für die CEREC Bluecam ebenfalls eine geringere Auflösung fest, konnten aber nachweisen, dass eine höhere Auflösung nicht zu einer höheren Scangenaugigkeit beiträgt. Dies deckt sich auch mit der bereits in Kapitel 3.3 erwähnten Aussage von *Luthard et al.*^[63], dass nicht die Auflösung, sondern die Messunsicherheit für die Qualität der Daten verantwortlich ist. Somit war die beobachtete niedrigere Auflösung der Omnicam nicht als Grund für die geringere Genauigkeit anzunehmen.

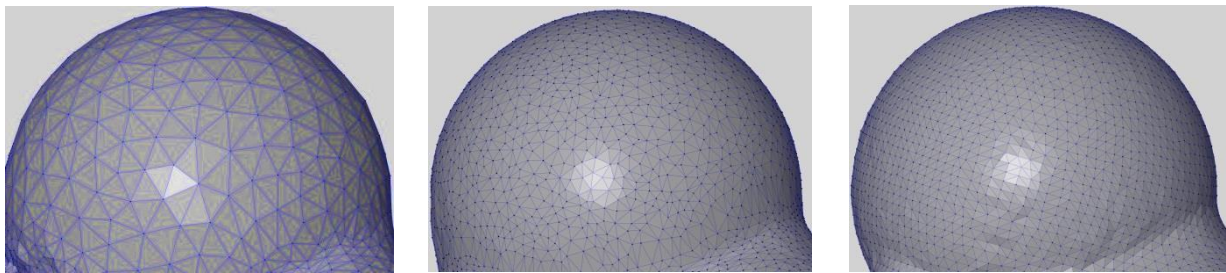


Abb. 45: Auflösung der drei Scanner im Vergleich.

Von links nach rechts: Omnicam, cara Trios, True Definition

Der **True Definition** Scanner mit dem optischen Messprinzip des Active Wavefront Sampling lieferte die besten Ergebnisse. Dieses Messprinzip zeigte schon mit dem Vorgängermodell (Lava C.O.S.) für Ganzkieferscans und größere Scanbereiche auffallend gute Ergebnisse im Vergleich zu anderen Scannern^[79, 80, 109]. Abgesehen vom Scanprinzip unterschied sich der True Definition durch die notwendige Puderapplikation von den anderen untersuchten Scannern. Die dünne Pulverschicht bildete ein stochastisches Punktemuster als Referenz auf den Zähnen, welches zum stitching der einzelnen Bilder benötigt wurde^[96]. Diese Puderschicht könnte eine Ursache für die besseren Ergebnisse des Scanners darstellen, da ein erfolgreicheres matching der einzelnen Teilpunktewolken durch diese Orientierungspunkte denkbar ist. In einer Studie von *Patzelt et al.*^[80], bei welcher ein komplett zahnloses Kiefermodell gescannt wurde, lieferte der Lava C.O.S. mit notwendiger Puder-Applikation die besten Ergebnisse^[80]. Wie bereits erwähnt kommt es beim Scannen von zahnlosen/strukturlosen Bereichen häufig zu stitching-Fehlern der einzelnen aufgenommenen Bilder^[4, 36]. Die Puderschicht könnte in diesen strukturlosen Bereichen die nötige Orientierung für den Scanner ermöglicht haben und einen weiteren Hinweis auf den Vorteil der Puderapplikation geben. Eine andere Studie stellte im Hinblick auf die Scangenaugigkeit ebenfalls für Scanner mit Puderapplikation bessere Ergebnisse als für Scanner ohne Puderapplikation fest, ohne aber genauer auf die Ursachen ein-

zugehen ^[76]. Neben den verbesserten stitching-Prozessen sorgt das Puder des Weiteren für eine gleichmäßigere Reflexion des von den Scannern auf die intraoralen Gewebe projizierten Lichtes ^[28]. Die unterschiedlichen Gewebe der Mundhöhle (Zahnschmelz, Gingiva) zeigen unterschiedliche Lichtreflexionseigenschaften und können daher das Scannen ohne Puder negativ beeinflussen ^[28].

Der **cara Trios** Scanner zeigte Ergebnisse, die sich zum Teil signifikant vom True Definition unterschieden, in manchen Bereichen aber keine signifikanten Unterschiede aufwiesen. Er kam ohne Puderapplikation aus und verwendete die konfokale Mikroskopie als Datenakquisitionsprinzip. Der Scanvorgang war im Vergleich zu den anderen Scannern sehr schnell durchführbar. Dieser Scanner kann somit als mögliche Alternative zum True Definition Scanner für die Anfertigung von Ganzkieferscans angesehen werden, wenn auf die Verwendung von Puder verzichtet werden soll. Einzig der bereits beschriebene große Scankopf und die dadurch notwendige, weite Mundöffnung waren von Nachteil und könnten, wie bereits erwähnt, für schlechtere Ergebnisse des Scanners in dieser klinischen Studie verantwortlich sein.

Für alle Scansysteme ist nochmals hervorzuheben, dass nicht nur die optische Aufnahmetechnik ein Faktor für die Scengenauigkeit ist, sondern auch die Verarbeitung der Daten durch die Scannersoftware. *Frigerio*^[32] beschrieb eingehend für die von ihm entwickelte Methode des Active Wavefront Sampling, wie entscheidend die Rechenalgorithmen der Software auf die Qualität des Endergebnisses Einfluss nehmen können. Bezüglich dieser Kenntnisse können Unterschiede, eventuell sogar zwischen gleichen Scannern, durch unterschiedliche Softwareversionen erklärt werden.

6.2.3 Vergleich der Scanner zur konventionellen Methode

Die konventionelle Methode (Abformung und Modellherstellung) zeigte mit Ausnahme der Winkelmessungen in jeglicher Hinsicht signifikant bessere Ergebnisse als die Scanner. Bezüglich der Winkelveränderungen erzielte der True Definition Scanner zwar eine höhere Genauigkeit als die konventionelle Methode, jedoch ohne statistische Signifikanz. Auch der cara Trios unterschied sich bei den gemessenen Winkelveränderungen nicht signifikant von der konventionellen Methode.

Eine Veränderung des Winkels bedeutet eine Lageveränderung der Kugeln in der Vertikalen. Es kann also geschlussfolgert werden, dass eine Verzerrung des Models in vertikaler Rich-

tung beim Scannen mit dem True Definition und cara Trios Scanner vergleichbar gering wie bei der konventionellen Methode ist. Die Verzerrungen treten bei diesen Scannern also vor allem in horizontaler Richtung auf. Diese Schlussfolgerung passt zu den Beobachtungen von *Patzelt et al.*^[79], welche vor allem horizontale Abweichungen in gescannten Modellen beobachteten.

Güth et al.^[42] untersuchten ebenfalls Winkelveränderungen im Vergleich von konventioneller zu digitaler Abformung. Dabei erzielte ebenfalls die digitale Abformung insgesamt bessere Ergebnisse als die konventionelle. Das schlechtere Abschneiden der konventionellen im Vergleich zur digitalen Methode wurde von den Autoren durch eine bleibende Deformation des Abformmaterials bei Entnahme des Abformlöffels aus dem Mund erklärt, sowie durch unbemerktetes Ablösen des Abformmaterials vom Abformlöffel bzw. Haftlack. Diese Erklärung erscheint durchaus plausibel, da ein einseitiges Ablösen des Materials vom Löffel die Lage der gegenüberliegenden Quadranten, besonders in vertikaler Richtung nach oben oder unten, zueinander verändern würde und diese Veränderung vor allem mit der hier durchgeführten Winkelmessung registriert werden konnte. So hervorgerufene Deformationen können in der digitalen Abformung nicht auftreten.

Es ist beachtenswert, dass die konventionelle Methode im Vergleich zu den intraoralen Scannern trotz der bereits aufgezeigten notwendigen Zwischenschritte (Abformung, Desinfektion, Lagerung, Ausgießen etc.) und den damit verbundenen Fehlerquellen überwiegend bessere Ergebnisse erzielen konnte als der digitale Weg. Dies verdeutlicht, wie sehr jahrzehntelange Entwicklung und Forschung im Bereich der Präzisionsabformungen und Modellherstellung zu deren hoher Qualität beigetragen hat.

Bezüglich der digitalen Abformung sollte jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass trotz verkürzter Prozesskette Faktoren auf das Abformergebnis einwirken, die die konventionelle Abformung nicht in dem Maße betreffen. Im klinischen Gebrauch sind bei der digitalen Methode Bewegungen des Patienten z.B. während des Schluckvorgangs, die Lichtverhältnisse, ein Beschlagen der Optik durch die erhöhte Luftfeuchtigkeit, das richtige Handling des Scanners, ungewollte Handbewegungen und die Behandlererfahrung als beeinflussende Parameter zu nennen^[30, 36, 79]. Diese zum Teil patientenabhängigen Faktoren könnten die häufigeren Messausreißer der Scanner im Vergleich zur Abformung in den Ergebnissen erklären und zeigen, wie sensibel die Systeme teilweise auf äußere Einflüsse reagieren.

Abgesehen von den besseren Messergebnissen der konventionellen Methode ist anzumerken, dass ein überwiegender Teil der Probanden die Polyetherabformung mit Impregum Penta Soft

unangenehmer empfand als das Scannen. Die meisten Probanden gaben den unangenehmen Geschmack des Abformmaterials sowie Beklemmungsgefühle und Würgereiz während der Abformung als negativen Grund an.

6.2.4 Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien

Da diese Studie bislang die erste ist, die die Abformgenauigkeit konventioneller und digitaler Ganzkieferabformungen klinisch mit Hilfe einer intraoral platzierten Referenz ermittelt, können die Ergebnisse nur mit In-vitro Studien verglichen werden. Die einzigen In-vivo Studien zu Ganzkieferabformungen mit Scannern vergleichen ihre Scannergebnisse mit einer konventionellen Abformung oder ermitteln nur die Genauigkeit bezogen auf die Reproduzierbarkeit des Verfahrens (Präzision). Die Werte für die in diesen Studien ermittelte „Präzision“ lassen sich am ehesten mit der hier errechneten Standardabweichung der Ergebnisse vergleichen ^[44].

Gimenenz et al.^[36] ermittelten Distanzen und Winkel zwischen Implantaten in einem Modell eines zahnlosen Kiefers, welches sie mit dem True Definition Scanner digital abformten. Sie fanden für die am weitesten distal, quer über den Kiefer gelegene Strecke, analog zu Abstand 1_4 der vorliegenden Studie, die größte Abweichung im Vergleich zu den anderen gemessenen Strecken. Dies zeigt, dass auch hier die größte Abweichung beim Scan über den gesamten Kiefer entsteht und untermauert die Theorie der Summation der stitching-Fehler im Ganzkieferscan. Die Winkeländerung zwischen den Implantaten über den Gesamtkiefer war mit $0,12^\circ \pm 0,08^\circ$ höher als die hier gemessene Winkeländerung mit dem True Definition Scanner ($0,06^\circ \pm 0,07^\circ$), was auf die Verwendung eines zahnlosen Kiefermodells in jener Studie zurückzuführen sein könnte. Verschiedene Geräte zur Referenzmessung sowie eine andere Messsoftware könnten ebenfalls für Unterschiede verantwortlich sein.

Güth et al.^[42] untersuchten den True Definition Scanner im Vergleich zur konventionellen Methode (Impregum Penta/digitalisierte Typ IV Gipsmodelle) am Modell mittels Distanz- und Winkelmessung. Bezüglich der Distanzmessung zeigte die konventionelle Methode hier keine signifikanten Unterschiede zur digitalen Methode und insgesamt schlechtere Werte als in den eigenen klinischen Untersuchungen. Dies könnte zum einen auf eine tatsächliche Überlegenheit der konventionellen Methode im klinischen Gebrauch hindeuten oder aber an unterschiedlichen Methoden in der Abformung und Modellherstellung liegen, wie der Verwendung von individuellen Kunststofflöffeln anstatt Metalllöffeln und der Digitalisierung des Gipsmodells mit einem Laborscanner anstatt einer Koordinatenmessmaschine. Beachtlich ist aber,

dass der True Definition Scanner hinsichtlich einer vergleichbaren Winkelmessung auch in dieser Studie besser abschnitt als die konventionelle Methode. Der Scanner zeigt damit auch hier, dass er geringere Verzerrungen in vertikaler Richtung verursacht als die konventionelle Methode.

Die hohen Abweichungen der Omnicam von $214 \pm 38 \mu\text{m}$ (Richtigkeit) bei der Flächenüberlagerung in den eigenen Ergebnissen konnten durch eine In-vitro Studie von *Jeong et al.*^[49] ($197 \pm 4 \mu\text{m}$) vergleichsweise bestätigt werden. Die verhältnismäßig kleinen Unterschiede der Werte könnten auf ein schlechteres Abschneiden der Omnicam in der Mundhöhle hindeuten oder auf die verwendete Messmethode zurückzuführen sein, da, wie bereits erwähnt, in In-vitro Studien immer der gesamte Kiefer und nicht nur vier Teilbereiche (Kugeln) wie in der vorliegenden Studie überlagert wurden. Eine Untersuchung von *Ender et al.*^[26] bestimmte für die Omnicam mittels Flächenüberlagerung eine Richtigkeit von $37,3 \pm 14,3 \mu\text{m}$, welche im Vergleich zur konventionellen Abformung mit Impregum ($60,2 \pm 25,0 \mu\text{m}$) deutlich bessere Resultate lieferte. Dieses Ergebnis ist konträr zu den eigenen ermittelten Werten. Bereits in der Vergangenheit zeigten Studien mit ähnlichen Messmethoden und Studienaufbauten für andere CEREC-Systeme sehr unterschiedliche Ergebnisse. So konnten *Patzelt et al.*^[79] und *Jeong et al.*^[49] mit der CEREC-Bluecam eine Richtigkeit von $332,9 \pm 64,8 \mu\text{m}$ bzw. $378 \pm 11 \mu\text{m}$ messen, wobei hingegen vier verschiedene Studien von *Ender et al.*^[24-27] eine Richtigkeit von maximal $58 \mu\text{m}$ für die Bluecam ermittelten. Ein Grund für diese deutlichen Diskrepanzen könnte in der statistischen Auswertung liegen. *Ender et al.* verwendeten in den aufgeführten Studien 90-10 oder 80-20 Perzentile der gemessenen Werte zur statistischen Auswertung. Das bedeutet, dass die oberen und unteren 10% bzw. 20% der Werte aus der Auswertung herausfallen, dementsprechend nur 80% bzw. 60% der Daten mit in die Auswertung einbezogen werden. So sollen Ausreißer nach oben und unten aus der Wertung fallen. Doch vermutlich gibt es noch weitere Gründe für die großen Ergebnisunterschiede, denn andere Scanner erreichten in den genannten Studien von *Ender et al.* trotz der Auswertung mittels Perzentilen nicht so stark abweichende Ergebnisse zu anderen Studien. Es ist daher denkbar, dass bei CEREC-Systemen anwendungsspezifische Ursachen oder eventuell verschiedene Softwareversionen der Scanner, welche von den Autoren nicht angegeben wurden, eine große Rolle spielen.

Für den cara Trios Scanner sind Daten zur Genauigkeit von Ganzkieferscans nicht vorhanden. Ein vergleichbares Nachfolgesystem stellt der Trios POD Scanner dar, welcher in einer Studie von *Müller et al.*^[72] hinsichtlich des Einflusses verschiedener Scanstrategien auf Ganzkie-

ferscans untersucht wurde. Die schlechteste Scanstrategie erreichte in der dreidimensionalen Flächenüberlagerung eine Richtigkeit von $27 \pm 15 \mu\text{m}$ und die beste Strategie eine Richtigkeit von $17 \pm 13 \mu\text{m}$. Diese Daten sind besser als die eigenen Werte ($37 \pm 14 \mu\text{m}$) und könnten mit der intraoralen Situation beim Scannen, insbesondere der bereits angesprochenen erforderlichen weiten Mundöffnung für den cara Trios Scanner begründet werden. Die Unterschiede zwischen den eigenen intraoral ermittelten Ergebnissen und den von *Müller et al.* extraoral gemessenen Werten für den Trios Scanner liegen jedoch nur bei 10-20 μm , was klinisch keine Relevanz haben sollte.

Vergleicht man die Ergebnisse der in dieser Arbeit untersuchten Scansysteme mit einer Studie zu Ganzkieferscans von *van der Meer et al.*^[109], so sind im Vergleich der Scansysteme untereinander Parallelen festzustellen. *Van der Meer et al.* untersuchten zwar nicht dieselben Scanner wie in der vorliegenden Studie, aber Systeme mit gleichen Funktionsprinzipien. Durch Winkel- und Distanzmessungen konnten hier die besten Ergebnisse für den Lava C.O.S. (vergleichbar mit dem True Definition) gefolgt vom iTero (vergleichbar mit dem cara Trios) und zuletzt für die CEREC Bluecam (vergleichbar mit der CEREC Omnicam) erreicht werden. Das Active Wavefront Sampling mit Puderapplikation erzielte also auch bei *van der Meer et al.* die besten Ergebnisse im Ganzkieferscan.

Eine In-vivo Studie von *Ender et al.*^[23] untersuchte mittels dreidimensionaler Flächenüberlagerung die „Präzision“ unter anderem von den drei hier verwendeten Scannern und einer konventionellen Methode (Impregum/Typ IV Gipsmodelle). Wie bereits erläutert, ist die in der erwähnten Studie gemessene Präzision der Abformsysteme am ehesten mit der Standardabweichung der eigenen Ergebnisse vergleichbar, da die Wiederholbarkeit der Abformungen untersucht wurde. Die konventionelle Methode zeigte auch hier gegenüber den drei Scanverfahren die höchste Reproduzierbarkeit der Daten und deckt sich somit mit den eigenen Beobachtungen. Die Reihenfolge der Ergebnisse für die Scanner war jedoch eine andere, verglichen mit den Ergebnissen der Standardabweichungen der vorliegenden Studie. So wiesen die eigenen Daten für den True Definition Scanner gefolgt von cara Trios und Omnicam die geringste Standardabweichung auf, wobei *Ender et al.* die höchste Reproduzierbarkeit für den Trios Scanner, gefolgt von Omnicam und True Definition ermittelten.

Die Genauigkeit von Impregum und Impregum Penta Soft wurde bereits mehrfach untersucht und klinisch wird das Material seit langem erfolgreich angewendet. Im Bezug zur Dimensionsstabilität von Abformungen eines gesamten Zahnbogens gibt es aber nur Modelluntersuchungen und keine In-vivo Studien. Daher war von Interesse, wie die Ergebnisse für eine int-

raorale Abformung im Vergleich zur Abformung am Modell ausfallen und in wieweit die hier entwickelte Messmethode auch auf konventionelle Abformungen anwendbar ist. *Nassar et al.*^[74] formten ein Kiefermodell aus Metall mit zylindrischen Messkörpern mittels Impregum Penta Soft ab und stellten Gipsmodelle her. Zwischen den Metallzylindern, die in ähnlicher Position wie die Kugeln dieser Studie angeordnet waren, wurden Distanzen gemessen. Für den analogen Abstand zu Abstand 1_4 ermittelten sie eine Längenänderung von 0,2%, für die entsprechenden Distanzen zu den Abständen 1_2 und 3_4 eine Änderung von 0,25% und für die diagonalen Streckenänderungen einen Wert von 0,13%. Diese Distanzänderungen sind im Vergleich zur vorliegenden Studie für alle Messungen größer. Gründe dafür könnten das sofortige Ausgießen der Abformung mit Gips sowie die Verwendung einer anderen Desinfektionslösung oder Gipssorte sein. Die Unterschiede könnten aber auch hier erneut einen Hinweis auf ein besseres Abformergebnis des Polyethermaterials im intraoralen Gebrauch geben. Auf Grund der Feuchtigkeit in der Mundhöhle könnte es zu einem besseren Anfließen des Materials an die Zähne und Schleimhäute kommen, da Polyethermaterialien hydrophile Eigenschaften besitzen. *Nave*^[75] kam bei einem ähnlichen Versuchsaufbau mit Impregum Penta Soft/Typ IV Gips auf einen Gesamtfehler aller Messstrecken von 0,083%, welcher näherungsweise dem hier gemessenen Gesamtfehler der Distanzmessungen (0,07%) entspricht. Somit ist zum einen festzustellen, dass die hier entwickelte Methode aufgrund der vergleichbaren Daten für Abformmaterialien mittelfließender Konsistenz anwendbar ist und zum anderen, dass das verwendete Abformmaterial bei Anwendung in der Mundhöhle vergleichbare und zum Teil sogar bessere Ergebnisse liefert als am Modell extraoral.

Betrachtet man abschließend die Schlussfolgerungen der verschiedenen Studien zu Ganzkieferscans, lässt sich insgesamt keine einheitliche Aussage in Bezug zur Genauigkeit der digitalen Abformungen treffen. Die Untersuchungen der anderen Autoren tendieren aber eher zu einer Überlegenheit der konventionellen gegenüber der digitalen Methode, was mit den eigenen Ergebnissen übereinkommt.

6.2.5 Klinische Relevanz und Einordnung der Ergebnisse

Betrachtet man die Ergebnisse der jeweiligen Abformverfahren stellt sich die Frage nach der klinischen Relevanz der Daten. Für Einzelzahnkronen wurden verschiedene Scanner bereits klinisch untersucht, indem Kronen auf Grundlage von intraoralen Scans angefertigt wurden und dann deren Passung ermittelt wurde. Die Ergebnisse zeigten für die digitale Abformung bei Einzelkronen vergleichbare und zum Teil bessere Resultate der Kronenpassung als für die konventionelle Herstellung [7, 11, 105]. Vergleichbare Studien für Restaurationen großer Spannweiten, welche intraorale Scanner auf ihre Fähigkeit untersuchen, Zahnersatz auf Grundlage von Ganzkieferscans herzustellen, gibt es bislang noch nicht. Einzelne Fallberichte zeigen aber bereits eine erfolgreiche Anwendung intraoraler Scanner für die Herstellung von weitspannigem Zahnersatz über den kompletten Kiefer [58, 70].

Einige Autoren nehmen an, dass eine durch dreidimensionale Flächenüberlagerung ermittelte Abweichung im Ganzkieferscan $\geq 100\text{ }\mu\text{m}$ bei definitiven Restaurationen zu Passungenauigkeiten führen könnte [23, 26, 72]. Dieser Grenzwert wird von Müller *et al.* [72] mit einer Studie zur Passung von Keramik-Kronen begründet [6], bei welcher Randspaltnmessungen vorgenommen wurden. Die anderen Autoren geben keine Quellen als Ursprung des genannten Grenzwertes an, beziehen sich aber vermutlich ebenfalls auf Randspaltuntersuchungen von Kronen oder Brücken. Eine Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) aus dem Jahre 1999 empfahl ebenfalls, einen Randspalt von $100\text{ }\mu\text{m}$ bei feststehendem Zahnersatz als Grenze für eine akzeptable Passung nicht zu überschreiten [115]. Ob dieser Grenzwert gänzlich auf Abweichungen von 3D-Überlagerungen übertragen werden kann, ist aber nicht belegt. Geht man jedoch von $100\text{ }\mu\text{m}$ als Grenzwert aus, ließe sich für die eigenen Ergebnisse der mittleren Flächenabweichungen ableiten, dass die konventionelle Methode, der True Definition und der cara Trios Scanner klinisch akzeptable Ergebnisse für Restaurationen über den ganzen Kiefer liefern würden, die Omnicam mit einer mittleren Flächenabweichung von $230\text{ }\mu\text{m}$ hingegen nicht. Zu demselben Ergebnis kommt man bei Betrachtung der Werte der Distanzmessungen. Hinsichtlich der Interpretation der Winkelmessungen lässt sich zur Vereinfachung der Einordnung der Ergebnisse folgende Überlegung anstellen. Eine Winkelveränderung würde, wie bereits erläutert, durch eine Änderung der Kugelpositionen in vertikaler Richtung ausgelöst werden. Nimmt man nun an, dass die Verzerrung/Verschiebung nur an einer Kugel alleine stattfindet, kann man mit Hilfe des gemessenen Winkels den metrischen Versatz dieser einen Kugel wie folgt bestimmen (Abb. 46):

$b \triangleq \text{Abstand1_4} = 45,999\text{mm}$ (Wert der Referenzmessung)

$\alpha \triangleq$ gemessene Winkelveränderung zwischen den Ebenen

$$\tan \alpha = \frac{\text{Gegenkathete } a}{\text{Ankathete } b}$$

$$a = \tan \alpha \times b$$

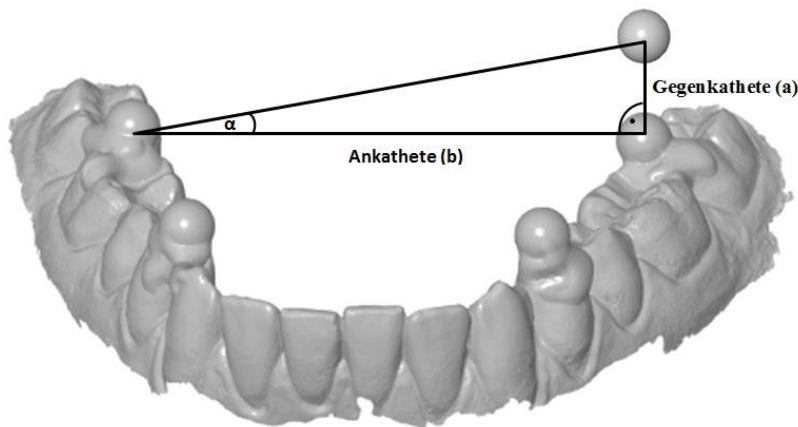


Abb. 46: Hypothetische Kugelversatz der zuletzt gemessenen Kugel.

Würde die Winkelveränderung nur durch die letzte Kugel wie in Abb. 46 verursacht werden, würden sich folgende Werte für den Kugelversatz ergeben:

Konventionell: $a = \tan 0,07^\circ \times 45999\mu\text{m} = 56\mu\text{m}$

True Definition: $a = \tan 0,06^\circ \times 45999\mu\text{m} = 48\mu\text{m}$

cara Trios: $a = \tan 0,13^\circ \times 45999\mu\text{m} = 104\mu\text{m}$

OmnicaM: $a = \tan 0,27^\circ \times 45999\mu\text{m} = 216\mu\text{m}$

Ausgehend von der 100 μm -Grenze wären die konventionelle Methode und der True Definition Scanner klinisch durchaus akzeptabel, der cara Trios und die Omnicam hingegen nicht mehr für Restaurationen über den ganzen Kiefer einsetzbar. Da die Winkeländerungen mit hoher Wahrscheinlichkeit aber nicht nur der Lageveränderung einer Kugel in der Abformung bzw. dem Scan zuzuschreiben sind, kann man diese Schlussfolgerung nur bedingt gelten lassen. Die Berechnung des Versatzes veranschaulicht jedoch die möglichen Auswirkungen einer zum Teil sehr geringen Winkeländerung in der Abformung.

Hinsichtlich der Genauigkeit der entwickelten Methode (Messsicherheit bis 15 μm) ist anzunehmen, dass diese für die klinische Anwendung ausreichend ist, besonders für Abformungen natürlicher Zähne. Natürliche Zähne besitzen aufgrund ihrer faserigen Befestigung im Knochen eine physiologische Eigenbeweglichkeit von bis zu 100 μm und können dadurch kleinere Abformfehler und somit Passungenauigkeit von festsitzendem Zahnersatz ausgleichen ^[51]. Abformfehler $\leq 15 \mu\text{m}$ hätten hier demzufolge keinerlei klinische Relevanz. Implantate hingegen sind starr osseointegriert und besitzen eine Eigenbeweglichkeit von nur ca. 10 μm ^[51]. Hier könnten Abformfehler von 15 μm Spannungen am Implantat erzeugen. Für Implantatabformungen werden standardmäßig konventionelle Abformungen angewendet. Diese weisen, wie die eigenen Daten belegen, dimensionale Veränderungen auf, die größer als die Messgenauigkeit des entwickelten Verfahrens sind. Es kann so bei größeren Implantatsuprakonstruktionen zu Spannungen an den Implantaten kommen, welche beispielsweise durch intraorales Verkleben der Konstruktionen reduziert werden können ^[17]. Genauere Abformverfahren wären für größere Implantatsuprakonstruktionen durchaus wünschenswert. Für präzisere Abformverfahren wäre dann auch eine genauere Messmethode erforderlich. Die Genauigkeit der Methode ließe sich möglicherweise durch die Verwendung von präziser gefertigten Messkugeln statt der verwendeten Implantatmesskugeln oder durch die Verwendung eines anderen Befestigungsmaterials für die Kugeln verbessern.

6.3 Schlussfolgerung

Für Abformungen des gesamten Kiefers lässt sich zusammenfassend feststellen, dass im klinischen Gebrauch die konventionelle Methode deutlich genauer ist als die digitale Abformmethode. Unter den intraoralen Scannern zeigen besonders die Systeme mit Active Wavefront Sampling und Puderapplikation sowie Verfahren mit konfokaler Mikroskopie als Datenakquisitionsprinzip das Potential, klinisch akzeptable Ergebnisse zu erzielen. Inwieweit die Genauigkeit dieser Systeme für die Herstellung von Zahnersatz oder anderen zahnmedizinischen Apparaturen ausreicht, muss durch weitere klinische Studien festgestellt werden.

Die in der vorliegenden Arbeit entwickelte Methode ist für Messungen der Dimensionstreue von Ganzkieferabformungen sowohl für die konventionelle wie auch für die digitale Abformung gut geeignet. Das Verfahren kann Abweichungen von Abformungen bis 15 μm detektieren. Abweichungen unter 15 μm , insbesondere bei der Abformung von natürlichen Zähnen, sind mit hoher Wahrscheinlichkeit ohne klinische Relevanz. Die entwickelte Methode stellt ein Verfahren dar mit dem es erstmals möglich ist klinisch dimensionale Änderungen von Abformungen zu messen.

7 Zusammenfassung

Digitale Abformungen mit intraoralen Scannern haben klinisch bereits bewiesen, dass sie einzelne Zähne detail- und dimensionsgenau aufnehmen und in dieser Hinsicht eine Alternative zur konventionellen zahnärztlichen Abformung bieten können [7, 11, 105]. Ob dies klinisch auch mit dem Scannen gesamter Zahnreihen möglich ist, wurde bislang nicht untersucht. Sowohl für konventionelle wie auch für digitale Abformungen gibt es keine In-vivo-Studie, die eine Methode zur Überprüfung der dimensionsgetreuen Übertragung der vollständigen Zahnreihe auf ein Modell anbietet.

In der vorliegenden Studie wurde daher eine Methode entwickelt digitale und konventionelle Abformungen im klinischen Gebrauch hinsichtlich ihrer Dimensionstreue zu untersuchen. Hierzu wurden Referenzstrukturen in Form von vier Metallkugeln in definierten Abständen auf die Zähne von Probanden geklebt. Die gesamte Unterkieferzahnreihe von insgesamt 50 Probanden wurde mitsamt den aufgeklebten Kugeln durch drei verschiedene intraorale Scanner (3M True Definition, Heraeus cara Trios, Sirona CEREC Omnicam) eingescannt und durch eine konventionelle Abformung (3M Impregum Penta Soft) abgeformt. Die Kugeln auf den Zähnen waren anschließend in den digitalen Modellen der Scanner und in den hergestellten Gipsmodellen der konventionellen Abformungen abgebildet. Die Analyse der Modelle erfolgte anhand der Referenzkugeln durch eine Computersoftware (GOM Inspect-Software V 7.5). Es wurden lineare Distanzen und Winkeländerungen zwischen den Kugeln gemessen sowie eine dreidimensionale Flächenüberlagerung der Kugeln in den Modellen mit den Referenzdaten durchgeführt. Die Ergebnisse der verschiedenen Scanner und der konventionellen Abformung wurden miteinander verglichen.

Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Scannern und der Abformung ($p < 0,05$). Die konventionelle Abformung mit anschließender Herstellung von Gipsmodellen wies die geringsten Abweichungen zur Referenz in den Modellen auf. Unter den Scannern erreichte der True Definition insgesamt die höchste Genauigkeit, gefolgt von cara Trios und mit einigem Abstand der CEREC Omnicam. In Bezug auf die gemessenen Winkeländerungen konnten jedoch für den True Definition und den cara Trios keine signifikanten Unterschiede zur konventionellen Methode ermittelt werden.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die konventionelle Abformung mit anschließender Modellherstellung für die Abformung des gesamten Kiefers am Patienten nach wie vor

die genaueste Methode mit der geringsten Dimensionsänderung darstellt. Der True Definition und der cara Trios Scanner wiesen jedoch Abweichungen in den Flächenvergleichen $\leq 100 \mu\text{m}$ über den gesamten Kiefer auf, was für eine akzeptable Passung von Zahnersatz auf Grundlage dieser Abformungen ausreichend sein könnte ^[23, 26, 72]. Klinische Studien, die diese Annahme einiger Autoren bestätigen, liegen jedoch nicht vor und wären wünschenswert.

Außerdem kann festgehalten werden, dass die entwickelte Methode für die klinische Messung der Genauigkeit von Ganzkieferabformungen geeignet ist, solange die zu messenden Änderungen $15 \mu\text{m}$ nicht überschreiten.

8 Summary

Nowadays digital impressions with intraoral scanners represent an alternative to conventional impressions regarding small areas of the dental arch [7, 11, 105]. However, scans of the full dental arch have never been investigated in terms of their dimensional accuracy in clinical application. Furthermore, there are no in-vivo studies, providing a method of measuring the dimensional accuracy of digital or conventional dental impressions in the mouth.

The aim of this study was the development of a method to determine the distortions of full-arch impressions in clinical use and the measurement of the dimensional accuracy of three intraoral scanners (3M True Definition (TD), Heraeus cara Trios (CT), Sirona CEREC AC Omnicam (OC)) and one conventional impression (3M Impregum Penta Soft). For this purpose, four reference structures in the form of metal spheres were attached to the lower teeth of 50 test persons in predefined spatial distance to each other. Then the lower dental arch of every test person was scanned, while the spheres remained attached to the teeth. Finally one conventional impression was performed. The spheres in the digital and conventional models served as the basis of the analysis, using three-dimensional measurement software (GOM Inspect-Software V 7.5). Linear distances und angle changes between the spheres were measured. In addition, a three-dimensional superimposition of the spheres and the reference data was carried out.

The results showed significant differences among the tested scanners and the conventional procedure ($p < 0.05$). The conventional impression with the subsequent production of a plaster model demonstrated the smallest deviations from the reference dataset in comparison to the digital systems. TD achieved the highest accuracy among the intraoral scanners, followed closely by CT. OC showed the largest deviations for all measured parameters. Regarding the measured angle changes, no significant changes for TD and CT were shown in comparison to the conventional impression.

In conclusion, it can be stated, that for impressions of the full dental arch a conventional impression with subsequent model fabrication still is more accurate than a digital impression. However, the scanners TD and CT showed deviations $\leq 100 \mu\text{m}$ across the entire dental arch, which may be sufficient for an accurate fitting of dental restorations [23, 26, 72]. Also, the presented method proved to be suitable for the clinical measurement of the accuracy of full-arch impressions as long as the changes to be measured are not smaller than $15 \mu\text{m}$.

9 Literaturverzeichnis

1. **3M-Espe.** Impregum - Technical product profile. 2005.
2. **3M.** 510 (k) Summary: Stand 20.11.2012.
https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf12/K122467.pdf510(k) (abgerufen am 02.02.2016).
3. **3M.** True Definition Scanner. Technical Specifications, 2015.
4. **Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, and Wismeijer DW.** Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent* 111: 186-194.
5. **Bader F and Setz J.** Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. *Dtsch Zahnärztl Z*: 346-348, 1991.
6. **Belser UC, MacEntee MI, and Richter WA.** Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 53: 24-29, 1985.
7. **Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiroa A, and Pradies G.** Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig*, 2016.
8. **Beuer F, Schweiger J, and Edelhoff D.** Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204: 505-511, 2008.
9. **Beuer F, Schweiger J, Güth J-F, and Edelhoff D.** Nach der IDS ist vor der IDS: Was kommt in der intraoralen Datenerfassung als Nächstes? *Quintessenz* 63: 645-650, 2012.
10. **Bochers L.** Modellwerkstoffe. In: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, edited by Eichner K and Kappert HF. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2005, p. 1-33.
11. **Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, and Wostmann B.** Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 19: 2027-2034, 2015.

12. **Caputi S and Varvara G.** Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 99: 274-281, 2008.
13. **Carvalho CI, Mello JA, Sobrinho LC, Correr AB, and Sinhoreti MA.** Dimensional change of elastomeric materials after immersion in disinfectant solutions for different times. *J Contemp Dent Pract* 12: 252-258, 2011.
14. **Chaffee NR, Bailey JH, and Sherrard DJ.** Dimensional accuracy of improved dental stone and epoxy resin die materials. Part II: Complete arch form. *J Prosthet Dent* 77: 235-238, 1997.
15. **Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, and Barbour ME.** Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: effects of storage time and moisture contamination. *Biomed Mater Eng* 20: 243-249, 2010.
16. **Chen DC, Lai YL, Chi LY, and Lee SY.** Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. *J Dent* 28: 583-588, 2000.
17. **Clelland NL and van Putten MC.** Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12: 793-799, 1997.
18. **Council on Dental Materials and Devices.** Revised American Dental Association Specification No. 19 for Non-aqueous, Elastomeric Dental Impression Materials. *J Am Dent Assoc* 94: 733-741, 1977.
19. **Cuperus AM, Harms MC, Rangel FA, Bronkhorst EM, Schols JG, and Breuning KH.** Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 142: 308-313, 2012.
20. **DeLong R, Pintado MR, Ko CC, Hodges JS, and Douglas WH.** Factors influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthodont* 10: 78-85, 2001.
21. **Donovan TE and Chee WW.** A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 48: vi-vii, 445-470, 2004.
22. **Duke P, Moore BK, Haug SP, and Andres CJ.** Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *J Prosthet Dent* 83: 466-473, 2000.

23. **Ender A, Attin T, and Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*, 2015.
24. **Ender A and Mehl A.** Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 109: 121-128, 2013.
25. **Ender A and Mehl A.** Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent* 14: 11-21, 2011.
26. **Ender A and Mehl A.** In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 46: 9-17, 2015.
27. **Ender A and Mehl A.** Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16: 11-21, 2013.
28. **Ender A, Zimmermann M, Attin T, and Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*, 2015.
29. **Fenske C, Sadat-Khonsari MR, and Jüde HD.** Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 35-38, 2001.
30. **Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, and Metzger MC.** Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 144: 471-478, 2013.
31. **Franz G.** Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle. *Das Dental-Labor* 29: 65-70, 1980.
32. **Frigerio F.** 3-dimensional surface imaging using Active Wavefront Sampling, Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2006.
33. **Gates GN and Nicholls JI.** Evaluation of mandibular arch width change. *J Prosthet Dent* 46: 385-392, 1981.
34. **GC-Europe.** Gebrauchsanweisung Fujirock EP.
35. **Geiselhöringer H and Holst S.** CAD/CAM goes on. Neue Scanverfahren und Anwendungsbereiche eröffnen Chancen. *Digital Dental News* 3: 56-59, 2009.
36. **Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Ozcan M, and Pradies G.** An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active

Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *J Prosthodont*, 2016.

37. **Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, and Pradies G.** Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res* 17 Suppl 1: e54-64, 2015.
38. **Gimenez B, Pradies G, Martinez-Rus F, and Ozcan M.** Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30: 56-64, 2015.
39. **Gomez-Polo M, Celemin A, del Rio J, and Sanchez A.** Influence of technique and pouring time on dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impressions. *Int J Prosthodont* 25: 353-356, 2012.
40. **Grünheid T, McCarthy SD, and Larson BE.** Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 146: 673-682, 2014.
41. **Güth JF, Beuer F, Brandl S, Ramberger M, Schweiger J, and Edelhoff D.** Computer Aided Impressioning - Die Zukunft der Abformung? Computer Aided Impressioning - The future of impression taking? *Digital dental news* 4: 26-38, 2010.
42. **Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, and Keul C.** A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*, 2015.
43. **Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, and Edelhoff D.** Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 17: 1201-1208, 2013.
44. **Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, and Edelhoff D.** Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 17: 1201-1208.
45. **Hamalian TA, Nasr E, and Chidiac JJ.** Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 20: 153-160, 2011.
46. **Hellmuth T.** Neuere Methoden in der konfokalen Mikroskopie. *Physikalische Blätter* 49: 489-491, 1993.

47. **Hembree JH, Jr. and Nunez LJ.** Effect of moisture on polyether impression materials. *J Am Dent Assoc* 89: 1134-1136, 1974.
48. **Ireland AJ, McNamara C, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME, Alemzadeh K, Zhang L, and Sandy JR.** 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. *Br Dent J* 205: 387-392, 2008.
49. **Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, and Kim WC.** Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2016.
50. **Kahn RL and Donovan TE.** A pilot study of polymerization inhibition of poly (vinyl siloxane) materials by latex gloves. *Int J Prosthodont* 2: 128-130, 1989.
51. **Karl M, Winter W, Taylor TD, and Heckmann SM.** In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 30-37, 2004.
52. **Karlsson S.** A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil* 13: 423-432, 1986.
53. **Kim JH, Kim KB, Kim SH, Kim WC, Kim HY, and Kim JH.** Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. *Quintessence Int* 46: 401-407, 2015.
54. **Klooster J, Logan GI, and Tjan AH.** Effects of strain rate on the behavior of elastomeric impression. *J Prosthet Dent* 66: 292-298, 1991.
55. **Kosyfaki P, del Pilar Pinilla Martin M, and Strub JR.** Relationship between crowns and the periodontium: a literature update. *Quintessence Int* 41: 109-126, 2010.
56. **Lang NP, Kiel RA, and Anderhalden K.** Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 10: 563-578, 1983.
57. **Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, and Hebl L.** Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 78: 127-131, 1997.
58. **Lin WS, Chou JC, Metz MJ, Harris BT, and Morton D.** Use of intraoral digital scanning for a CAD/CAM-fabricated milled bar and superstructure framework for an implant-supported, removable complete dental prosthesis. *J Prosthet Dent* 113: 509-515, 2015.

59. **Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, and Mätkynen A.** Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 54: 203-221, 2014.
60. **Luthardt R, Kühmstedt P, Sandkuhl O, and Brakhage P.** Digitalisierung vollständiger Kiefermodelle und CAD-Modellierung von Okklusalfächern. *ZWR* 10: 574-580, 1999.
61. **Luthardt R, Sandkuhl O, Brakhage P, Kühmstedt P, and Lazarek K.** Analyse einzelner Fehlerquellen innerhalb der Verfahrenskette Abformung - Modellherstellung - Digitalisierung. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 627-630, 1999.
62. **Luthardt RG.** Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 7: 372-380, 2004.
63. **Luthardt RG, Quaas S, and Rudolph H.** Maschinelle Herstellung von Zahnersatz. In: *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien*, edited by Tinschert J and Natt G. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007, p. 67-94.
64. **Luthardt RG, Kuhmstedt P, and Walter MH.** A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent Mater* 19: 19-24, 2003.
65. **Luthardt RG, Loos R, and Quaas S.** Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *Int J Comput Dent* 8: 283-294, 2005.
66. **Manoj SS, Cherian KP, Chitre V, and Aras M.** A Comparative Evaluation of the Linear Dimensional Accuracy of Four Impression Techniques using Polyether Impression Material. *J Indian Prosthodont Soc* 13: 428-438, 2013.
67. **Marxkors R, Meiners H, and Geis-Gerstorfer J.** Abformung und Modellherstellung. In: *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2008, p. 3-37.
68. **McCabe JF and Walls AWG.** Chapter 16 and Chapter 19. In: *Applied Dental Materials* Oxford: Blackwell Publishing, 2008, p. 136-146 and 163-177.
69. **Melilli D, Rallo A, Cassaro A, and Pizzo G.** The effect of immersion disinfection procedures on dimensional stability of two elastomeric impression materials. *J Oral Sci* 50: 441-446, 2008.

70. **Moreno A, Gimenez B, Ozcan M, and Pradies G.** A clinical protocol for intraoral digital impression of screw-retained CAD/CAM framework on multiple implants based on wavefront sampling technology. *Implant Dent* 22: 320-325, 2013.
71. **Mormann WH.** The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 137 Suppl: 7S-13S, 2006.
72. **Müller P, Ender A, Joda T, and Katsoulis J.** Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*, 2016.
73. **Naidu D and Freer TJ.** Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: a comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 144: 304-310, 2013.
74. **Nassar U, Oko A, Adeeb S, El-Rich M, and Flores-Mir C.** An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *J Prosthet Dent* 109: 172-178, 2013.
75. **Nave SB.** Untersuchungen zum Polyetherabformmaterial Impregum Penta Soft, Med Diss, Gießen, 2000.
76. **Nedelcu RG and Persson AS.** Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* 112: 1461-1471, 2014.
77. **Ng J, Ruse D, and Wyatt C.** A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 112: 555-560, 2014.
78. **Park S, Kang HC, Lee J, Shin J, and Shin YG.** An enhanced method for registration of dental surfaces partially scanned by a 3D dental laser scanning. *Comput Methods Programs Biomed* 118: 11-22, 2015.
79. **Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, and Att W.** Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 18: 1687-1694, 2012.
80. **Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, and Att W.** Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc* 144: 914-920, 2013.
81. **Persson A, Andersson M, Oden A, and Sandborgh-Englund G.** A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 95: 194-200, 2006.

82. **Persson AS, Oden A, Andersson M, and Sandborgh-Englund G.** Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater* 25: 929-936, 2009.
83. **Pfeiffer J and Schwotzer A.** Dreidimensionale optische Vermessung von Zähnen. *tm-Technisches Messen* 63: 254-261, 1996.
84. **Powers JM and Sakaguchi RL.** Chapter 12 - Replicating Materials—Impression and Casting A2 In: *Craig's Restorative Dental Materials* Saint Louis: Mosby, 2012, p. 277-325.
85. **Prithviraj DR, Bhalla HK, Vashisht R, Sounderraj K, and Prithvi S.** Revolutionizing restorative dentistry: an overview. *J Indian Prosthodont Soc* 14: 333-343, 2014.
86. **Quaas S and Rudolph H.** Kommunikation ist alles – Schnittstellen der CAD/CAM-Systeme. *Digital dental news*: 20-23, 2007.
87. **Quaas S, Rudolph H, and Luthardt RG.** Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 35: 903-908, 2007.
88. **Quick DC, Holtan JR, and Ross GK.** Use of a scanning laser three-dimensional digitizer to evaluate dimensional accuracy of dental impression materials. *J Prosthet Dent* 68: 229-235, 1992.
89. **Rehmann P, Schierz S, Gohlke H, and Winkler G.** Präzisionsabformung. *DFZ* 54: 67-79, 2010.
90. **Reich S, Vollborn T, Mehl A, and Zimmermann M.** Intraoral optical impression systems--an overview. *Int J Comput Dent* 16: 143-162, 2013.
91. **Reich S, Vollborn T, and Wolfart S.** Die optische intraorale Abformung—vier Systeme im Überblick. *Dtsch Zahnärztl Z* 67: 177, 2012.
92. **Rhee YK, Huh YH, Cho LR, and Park CJ.** Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont* 7: 460-467, 2015.
93. **Rudolph H, Graf MR, Kuhn K, Rupf-Kohler S, Eirich A, Edelmann C, Quaas S, and Luthardt RG.** Performance of dental impression materials: Benchmarking of materials and techniques by three-dimensional analysis. *Dent Mater J* 34: 572-584, 2015.

94. **Rudolph H, Quaas S, and Luthardt RG.** CAD/CAM–Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. *Dtsch Zahnärztl Z* 58: 559-569, 2003.
95. **Rudolph H, Quaas S, and Luthardt RG.** Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 5: 155-164, 2002.
96. **Schubinski P.** Die digitale Abformung - Computer Aided Impressioning (CAI). *Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie eV*: 40-49, 2011.
97. **Seelbach P, Brueckel C, and Wostmann B.** Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 17: 1759-1764, 2013.
98. **Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber HP, and Zandparsa R.** An In Vitro Comparison of the Marginal Adaptation Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems. *J Prosthodont*, 2016.
99. **Shen C.** Impression Materials. In: *Phillips' Science of Dental Materials* edited by Anusavice KJ. London: Saunders, 2003, p. 205-253.
100. **Shinkai RS, Canabarro Sde A, Schmidt CB, and Sartori EA.** Reliability of a digital image method for measuring medial mandibular flexure in dentate subjects. *J Appl Oral Sci* 12: 358-362, 2004.
101. **Sichwardt V.** Vergleichende Studie zur Untersuchung der Genauigkeit von vier unterschiedlichen intraoralen Scannern. Med Diss, Gießen, 2015.
102. **Sivaraman K, Chopra A, and Venkatesh SB.** Clinical importance of median mandibular flexure in oral rehabilitation: a review. *J Oral Rehabil* 43: 215-225, 2016.
103. **Soh G and Chong YH.** Relationship between critical convergence angle and surface defects in stone casts. *Quintessence Int* 21: 675-679, 1990.
104. **Spyropoulou PE, Razzoog ME, Duff RE, Chronaios D, Saglik B, and Tarrazzi DE.** Maxillary implant-supported bar overdenture and mandibular implant-retained fixed denture using CAD/CAM technology and 3-D design software: a clinical report. *J Prosthet Dent* 105: 356-362, 2011.
105. **Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, and Brodesser J.** Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38: 553-559.

106. **Thome-Präzision.** 3D-Messmaschinen Übersichtskatalog, 2010.
107. **Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, 2nd, Hovijitra S, Brown DT, and Andres CJ.** Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont* 11: 98-108, 2002.
108. **Ting-Shu S and Jian S.** Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont* 24: 313-321, 2015.
109. **van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, and Ren Y.** Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 7: e43312, 2012.
110. **van Noort R.** The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 28: 3-12, 2012.
111. **Viol J.** Abformwerkstoffe. In: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band I*, edited by Eichner K and Kappert HF. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2005, p. 273-298.
112. **Vogel AB, Kilic F, Schmidt F, Rubel S, and Lapatki BG.** Dimensional accuracy of jaw scans performed on alginate impressions or stone models: A practice-oriented study. *J Orofac Orthop* 76: 351-365.
113. **Wadhwani CP, Johnson GH, Lepe X, and Raigrodski AJ.** Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 93: 530-539, 2005.
114. **Weck M and Klein H.** Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen mit Hilfe eines Laser-Distanzsensors. In: *I. Symposium: Neue Technologien für die Medizin, Forschung - Praxis - Innovation*, edited by Maßberg W. Garching, München, 1999, p. 146-160.
115. **Wichmann M.** Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 469- 470, 1999.
116. **Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, and Stawarczyk B.** Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. *J Prosthet Dent*, 2016.
117. **Wiranto MG, Engelbrecht WP, Tutein Nolthenius HE, van der Meer WJ, and Ren Y.** Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 143: 140-147, 2013.
118. **Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, and Reijers HA.** Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus

digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 25: 1113-1118, 2014.

119. **Wöstmann B.** Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnärztl Mitt* 95: 32-39, 2005.

120. **Wöstmann B.** Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. *Zahnärztl Mitt* 10: 40-49, 1999.

121. **Wöstmann B.** Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Berlin: Quintessenzverlag, 1998.

122. **Wöstmann B, Höing M, and Ferger P.** Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 753-756, 1998.

123. **Wöstmann B, Dohle A, and Rettberg S.** Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 679-682, 1994.

124. **Wöstmann B and Powers JM.** Abformkompendium. Präzisionsabformungen – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis: 3M Expertise, 2009.

125. **Wöstmann B and Rehmann P.** Zahnärztliche Prothetik. Analoge vs. digitale Abformtechniken. *Der Freie Zahnarzt* 57: 78-86, 2013.

126. **Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, and Bilir H.** Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* 14: 10, 2014.

127. **Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, and Pradies G.** Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*, 2015.

128. **Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, and Lawn B.** Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*, 2016.

129. **Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, and Reich S.** Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent* 18: 101-129, 2015.

10 Anhang

10.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Arbeitsablauf bei der Anfertigung von feststehendem Zahnersatz	3
Abb. 2: Makromonomer der Basispaste ^[68, 124]	7
Abb. 3: Sulfonsäureester des Katalysators ^[68]	7
Abb. 4: Reaktionsmechanismus nach McCabe et al. ^[68]	8
Abb. 5: Flächenrückführung einer Punktwolke in ein CAD-Modell.	13
Abb. 6: Digitaler Workflow für feststehenden Zahnersatz	15
Abb. 7: CEREC Omnicam Scanner	17
Abb. 8: Prinzip der Triangulation.	18
Abb. 9: Streifenlichtprojektion.....	19
Abb. 10: cara Trios Scanner	20
Abb. 11: Prinzip der konfokalen Mikroskopie.....	21
Abb. 12: True Definition Scanner	22
Abb. 13: Prinzip des Active Wavefront Sampling nach Frigerio ^[32]	23
Abb. 14: Positionierungsplatte	32
Abb. 15: Studienaufbau.....	33
Abb. 16: Komposit wird auf die Kugeln aufgetragen.	36
Abb. 17: Aushärtung des Komposites an aufgesetzter Positionierungsplatte.....	36
Abb. 18: Aufgeklebte Messkugeln.....	37
Abb. 19: Abformung (Impregum Penta Soft) mit Kugelimpressionen (rote Kreise).....	38
Abb. 20: Positionierungsplatte mit Metallkugeln	39
Abb. 21: Rückseite der Platte mit Magneten.....	39
Abb. 22: Handstücke der verwendeten Scanner.....	41

Abb. 23: Konfektionierter Metalllöffel	41
Abb. 24: Fertiges Gipsmodell mit abgeformten Kugeln (rote Kreise).....	43
Abb. 25: Thome Rapid Koordinatenmessmaschine	45
Abb. 26: Messtaster mit Rubinkugel am Schaftende	45
Abb. 27: Digitales Modell mit nummerierten Kugeln und eingezeichneten Distanzen.....	47
Abb. 28: Konstruierte Ebenen und Winkel in der GOM-Inspect-Software	48
Abb. 29: Überlagerte Datensätze.....	50
Abb. 30: Flächenvergleich der überlagerten Kugeln im Farbplot.....	50
Abb. 31: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 1_2	54
Abb. 32: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 1_3	55
Abb. 33: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 1_4	56
Abb. 34: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 2_3	57
Abb. 35: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 2_4	58
Abb. 36: Boxplot Diagramm – Abweichungen Abstand 3_4	59
Abb. 37: Boxplot Diagramm – Summe der Abstandsänderungen	60
Abb. 38: Boxplot Diagramm – Winkeländerung	61
Abb. 39: Boxplot Diagramm – Mittlere Flächenabweichung	63
Abb. 40: Boxplot Diagramm – Maximale Flächenabweichung.....	64
Abb. 41: Flächenvergleich Gipsmodell.....	65
Abb. 42: Flächenvergleich True Definition.	66
Abb. 43: Flächenvergleich cara Trios.	66
Abb. 44: Flächenvergleich Omnicam.....	67
Abb. 45: Auflösung der drei Scanner im Vergleich.....	82
Abb. 46: Hypothetische Kugelversatz der zuletzt gemessenen Kugel.....	90

10.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: In vitro Studien zu digitalen Ganzkieferabformungen.....	27
Tab. 2: In vivo Studien zu digitalen Ganzkieferabformungen	31
Tab. 3: Maße der Positionierungsplatte (Soll und Ist-Werte)	40
Tab. 4: Verwendete Scanner	40
Tab. 5: Messwerte der Vorversuche (Klebgenauigkeit)	51
Tab. 6: Abweichungen Abstand 1_2	54
Tab. 7: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 1_2.....	54
Tab. 8: Abweichungen Abstand 1_3	55
Tab. 9: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 1_3.....	55
Tab. 10: Abweichungen Abstand 1_4	56
Tab. 11: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 1_4.....	56
Tab. 12: Abweichungen Abstand 2_3	57
Tab. 13: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 2_3.....	57
Tab. 14: Abweichungen Abstand 2_4	58
Tab. 15: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 2_4.....	58
Tab. 16: Abweichungen Abstand 3_4	59
Tab. 17: p-Werte der paarweisen Vergleiche bei Abstand 3_4.....	59
Tab. 18: Abweichungen Gesamtsumme der Abstände	60
Tab. 19: p-Werte der paarweisen Vergleiche der Abstandssummen	60
Tab. 20: Abweichungen des Winkels.....	61
Tab. 21: p-Werte der paarweisen Vergleiche der Winkel	61
Tab. 22: Mittlere Flächenabweichung (Mittelwert und Standardabweichung).....	62
Tab. 23: p-Werte der paarweisen Vergleiche der mittleren Flächenabweichungen.....	62
Tab. 24: Maximale Flächenabweichung (Mittelwert und Standardabweichung)	63
Tab. 25: p-Werte der paarweisen Vergleiche der maximalen Flächenabweichungen	64

11 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

(Fabian Kuhr)

12 Danksagung

Allen voran möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dr. Bernd Wöstmann bedanken, der mir das Thema dieser Arbeit überließ und mir die Durchführung der Versuche und die Anfertigung der Dissertation in seiner Abteilung ermöglichte. Er hat den Fortgang dieser Arbeit stets mit großem Interesse und mit einer hervorragenden Betreuung unterstützt.

Ich danke Herrn PD Dr. Peter Rehmann für die vielen Hilfestellungen und Ratschläge sowie für das Korrekturlesen des Textes.

Herrn Holger Kämpe danke ich für die Einarbeitung in die Thematik, für die Hilfe bei technischen Fragen und beim Umgang mit der Analysesoftware.

Ebenfalls möchte ich mich bei meinen Mitdoktorranden Christopher, Esther, Luisa und Patricia für die gegenseitige Unterstützung und Aufmunterung während der gesamten Arbeitsphase bedanken.

Besonderer Dank gilt meiner Familie, insbesondere meinen Eltern. Sie waren von Beginn an meines Promotionsvorhabens eine unentbehrliche Unterstützung für mich und haben somit wesentlich zum Abschluss dieser Dissertation beigetragen.

Außerdem will ich meiner Freundin Teresa für ihre geduldige Unterstützung und ihre Ermutigungen während der Anfertigung dieser Arbeit danken.

Zuletzt danke ich meinen Freunden, die mit ihrem Interesse an meiner Arbeit eine wichtige Motivation für mich waren.

13 Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen Version der Arbeit entfernt.